

Desenvolvimento do processo de produção de próteses crânio-maxilofaciais por processos alternativos à fundição

Marieta de Sousa Rocha

Dissertação do MIEM

Orientador no INEGI:

Rui Jorge de Lemos Neto

Maria Margarida Fernandes Machado

Orientadora na FEUP:

Teresa Margarida Guerra Pereira Duarte



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Julho 2014

Aos meus Pais e Irmã

RESUMO

A presente dissertação levou a cabo o desenvolvimento de produção de próteses crânio-maxilofaciais à medida (CMF), por processos e tecnologias de fabrico alternativas à fundição.

A produção deste tipo de próteses individualizadas permite restaurar funções anatómicas, melhorar o conforto e a aparência do paciente, bem como melhorar a sua qualidade de vida. Estas contribuem para um maior bem-estar físico, psíquico e social do indivíduo, como salienta a organização Mundial de Saúde (OMS).

A procura destes produtos hoje em dia levou à motivação para a realização desta dissertação de modo afincado. O trabalho de investigação teve como objetivo principal desenvolver metodologias de fabrico de próteses CMF à medida do paciente.

Ao longo deste trabalho foram explorados dois processos de conformação de chapa e malhas metálicas como a estampagem convencional e estampagem incremental (ISF). Estas tecnologias são adequadas à produção de próteses CMF uma vez que permitem processar materiais de espessura reduzida e que exigem uma baixa força de conformação. Para cada um destes processos foram analisados dois casos de estudo de fraturas CMF recorrendo a imagens médicas bidimensionais provenientes de Tomografias Computorizadas (TC), sendo um dos casos disponibilizado pelo Hospital São João do Porto e um outro cedido pela empresa Distrim Sistemas, LDA. Estas imagens médicas foram inicialmente transformadas em modelos virtuais tridimensionais, que facilitaram a realização do projeto de modelação virtual de uma prótese em software CAD 3D.

O projeto das próteses foi convertido em ficheiros STL, que por sua vez foram introduzidos numa máquina de estereolitografia com vista à produção dos modelos físicos dos crânios e das próteses em estudo.

Em ambos os processos de estampagem foram testados diferentes materiais como, chapa e quatro tipos de malhas metálicas com diferentes padrões geométricos, que influenciam o seu comportamento mecânico. Cada um destes materiais foi caracterizado através de análise química, análise microestrutural e de determinação da dureza.

Foram ainda realizados ensaios de simulação procedimental do processo de estampagem convencional de forma a realizar um estudo comparativo do estado de deformações nos diferentes materiais.

A intenção que este trabalho de investigação apresentava inicialmente foi concluída com sucesso na medida em se confirmaram as hipóteses desejadas no início do trabalho.

ABSTRACT

The following paper went through with the development of the production of cranomaxillofacial (CMF) custom fitted prosthesis, by methodologies of project and production technologies, in alternative to foundry.

The production of this kind of lighter custom fitted prosthesis allow to restore anatomic functions, improve the patient's comfort and appearance, as well as his quality of life. These contribute to a major physical, psychological and social well-being of the patient, as stated by the World Health Organisation.

The search for these products nowadays thoroughly motivated the accomplishment of this paper. The research had as its main goal to develop methodologies of production of custom fitted prosthesis.

Throughout this paper, two processes were explored: the process of conforming the “grid metal forming” and “sheet metal forming” and the technique of incremental sheet forming (ISF). These technologies are fit to the production of CMF prosthesis once they allow to process materials of reduced thickness and demand a low conformation. For each one of the following processes, two cases of study of CMF fractures were analysed, using bidimensional medical imaging from TC. One of the cases was released by Hospital São Joao - Porto and another one by the company Distrim Sistemas, LDA. These medical imaging were transformed into tridimensional virtual models, that allowed the accomplishment of the modelling virtual project of one of the software CAD 3D prosthesis.

The prosthesis project was converted in STL files, that were later introduced into a stereolithography machine with the aim of producing cranium physical models and in-study prosthesis.

In both processes of of incremental sheet forming, different materials were tested as “sheet metal forming” and four types of metal grids with geometrical patterns, that influenced its mechanical behaviour. Each of these materials was analyzed chemically, microstructural and according to its toughness.

Some simulation procedures of incremental sheet forming were accomplished as to study the status of deformation in different materials.

The aim that this paper had initially was concluded successfully, as well as all the hypothesis preferred in its introduction.

AGRADECIMENTOS

Ao Eng.º Rui Neto, professor e orientador deste trabalho, sempre insistente e persistente com a minha pessoa, agradeço a partilha de todo o conhecimento técnico e a paciência e pertinência com que o fez.

À professora Teresa Duarte, orientadora deste trabalho na FEUP, que desde muito cedo acreditou em mim e na minha capacidade de trabalho, e me conduziu a caminhos de liberdade e ciência. Deixo também aqui o meu reconhecido e profundo agradecimento pela disponibilidade, confiança, conselhos, incentivos e em particular por toda a amizade e respeito que sempre senti da sua parte.

A todos os elementos da Equipa do INEGI/CETECOFF e CETECOP por disponibilizar os meios e recursos necessários à realização desta dissertação e a todos os que de forma direta ou indireta contribuíram para a sua realização. Um agradecimento particular ao Eng.º Pedro Teixeira, Eng.º Rogério Araújo, Eng.º Bárto Paiva, Eng.º Carlos Moreira, Eng.º Paulo Machado, Eng.ª Margarida Machado, Eng.ª Mafalda Couto, Eng.º Ricardo Paiva, Sertório Lares, José Teixeira,

Um agradecimento especial à Andreia Durães e à Armada Marques pela atenção dada a cada instante e o incentivo e apoio nos momentos mais difíceis no desenvolvimento deste trabalho.

Ao Eng.º Ricardo Gaspar, formador da empresa *Distrim Sistemas, LDA*, pela alta qualidade da formação ministrada em softwares da *Materialise*, e pela sua disponibilidade constante e apoio técnico.

Ao Dr. José Bilhoto, Médico Especialista em Cirurgia Crânio-Maxilofacial no HSJ, agradeço a disponibilidade de atendimento, e as informações cedidas no domínio da área médica.

Ao Professor Manuel Laranjeira, Neurocirurgião, agradeço o a disponibilidade de atendimento, as orientações e reconhecimento do trabalho.

A todos os meus amigos que me acompanharam ao longo de todo o percurso académico e tornaram possível com o seu apoio a realização de muitos sonhos.

A todos os professores com quem me cruzei ao longo da vida que contribuíram para a minha formação quer pessoal, quer académica, agradeço hoje, e lembro com carinho especial.

Uma palavra de carinho e agradecimento ao Nuno Alexandre amigo incondicional, sempre presente e disponível.

Aos meus pais e irmã quero agradecer todo o amor, carinho e dedicação com que acompanham o meu crescimento, e todo o apoio e paciência que me dispensaram ao longo da realização deste trabalho.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ACR	American College of Radiology
ACR	American College of Radiology
AM	Additive Manufacturing
ASTM	Sociedade Americana para Testes e Materiais
Bal	Balanço (do inglês Balance)
CAD	Design assistido por computador (do inglês, Computer Aided Design)
CAGR	Taxa composta de crescimento anual (do inglês compound Annual Growth Rate)
CAM	Produção assistida por computador (do inglês, Computer Aided manufacturing)
CETECOFF	Unidade de Fundição e Novas Tecnologias
CMF	Crânio-maxilofacial
CN	Código Numérico (do inglês Numerical control)
CNC	Controlo Numérico Computorizado
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
DICOM	Comunicação de imagens digitais em medicina (Digital Imaging and communications in Medicine)
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
EBM	Fusão por feixe de Eletrões (do Inglês Electron Beam Melting)
FA	Fabrico Aditivo
FDA	American Food and Drug Administration
FEUP	Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
HF	Ácido Fluorídrico
HNO ₃	Ácido Nítrico
HSJ	Hospital São João
HV	Dureza Vickers
IGES	Especificação de trocas de gráficos Iniciais (do Inglês, Initial Graphics Exchange Specification)
INEGI	Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial

ISF	Estampagem Incremental (do inglês, Incremental Sheet Forming)
ISO	Organização Internacional de Normalização (do inglês <i>International Organization for Standardization</i>)
JPEG	Joint Photographics Experts Group
MB	Megabytes
MIEM	Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica
NEMA	National Electial Manufactures Associatiation
OMS	Organização Mundial de Saúde
PMMA	Polimetilmetacrilato
RM	Ressonância Magnética
SL	Estereolitografia (do inglês, Stereolithography)
SPIF	Estampagem Incremental de Ponto Simples (do inglês, Single Point Incremental Forming)
STL	Stereolithographic Tesselation Language
TC	Tomografia Computorizada
TDP	Impressão tridimensional (do inglês, Three Dimensional Printing)
TG	Tamanho de Grão
Ti	Titânio
TiCp	Titânio comercialmente puro
TPIF	Estampagem Incremental de dois pontos (do inglês, Two point Incremental Sheett Forming)
UH	Unidades Hounsfield

ÍNDICE

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1. Apresentação do INEGI	1
1.2. Enquadramento do Projeto.....	1
1.3. Objetivos.....	2
1.4. Guia de Leitura	2
1ª PARTE SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA	4
CAPÍTULO 2 - PRÓTESES CRÂNIO-MAXILO-FACIAIS	6
2.1. O Que São?	6
2.2. Qual a Necessidade da Utilização das Próteses	10
2.3. Biomateriais.....	12
2.3.1. Evolução e Definição.....	12
2.3.2. Aplicações Médicas.....	15
2.3.3. Classificação dos Biomateriais	19
2.3.3.1. Metais e Ligas Metálicas.....	20
2.3.4. Análise do Mercado Mundial.....	24
2.4. O Titânio no Fabrico de Próteses	27
2.4.1. Malhas Metálicas e Chapa	27
2.4.1.1. Fornecedores Mundiais de Malhas Metálicas.....	29
2.4.1.2. Fornecedores Mundiais de Chapa	33
2.5. Análise das Matérias-Primas	35
CAPÍTULO 3 - PROJETO DE PRÓTESES	35
3.1. Aquisição de Imagens Médicas	35
3.1.1. Radiografia.....	36
3.1.2. Tomografia Computorizada (TC)	38
3.1.3. Ressonância Magnética (RM)	40
3.2. Biomodelação Tridimensional.....	42
3.2.1. Aquisição dos Dados (DICOM)	43
3.2.2. Segmentação de Dados	43
3.2.2.1. Software Mimics.....	44
3.2.3. Exportação	50
3.2.4. Modelação de Prótese Partindo de Arquivo STL.....	51
3.2.4.1. Software 3-matic	52

CAPÍTULO 4 - FABRICO DE PRÓTESES	54
4.1. Processos de Fabrico de Próteses Metálicas.....	54
4.1.1. Fabrico Aditivo	56
4.1.1.1. Selective Laser Sintering (SLS)	60
4.1.1.2. Electron Beam Welding (EBW)	64
4.1.1.3. Estereolitografia (SL)	66
4.1.1.4. Comparação dos Processos	68
4.1.2. Conformação Plástica	68
4.1.2.1. Estampagem convencional.....	69
4.1.2.2. Estampagem Incremental (ISF).....	73
4.1.2.3. Estados de Deformação	77
2ª PARTE TRABALHO EXPERIMENTAL.....	80
CAPÍTULO 5 - BIOMODELAÇÃO	83
5.1. Formação e Manipulação de Softwares para Biomodelação	83
5.2. Dados Médicos e Respetivos Casos de Estudo	83
5.3. Metodologia Utilizada na Produção das Próteses	84
CAPÍTULO 6 - SELEÇÃO DOS MATERIAIS	85
6.1. Malhas Metálicas.....	85
6.2. Chapa Metálica	91
CAPÍTULO 7 - DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES CMF POR ESTAMPAGEM CONVENCIONAL	93
7.1. Criação de um Suporte Universal.....	93
7.2. Criação das Ferramentas (Punção/Matriz)	95
7.3. Simulação do Processo	100
7.4. Estampagem Convencional de Chapa e Malhas Metálicas.....	108
7.4.1. 1º Caso Fratura Frontal-Orbital	108
7.4.2. 2º Caso Fratura Parietal.....	114
7.5. Resultados e Discussão	117
CAPÍTULO 8 - DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES CMF POR ESTAMPAGEM INCREMENTAL (ISF)	119
8.1. Equipamentos e Ferramentas Utilizadas	119
8.2. Elaboração do Código CNC.....	121
8.3. Estampagem Incremental de Chapa e Malhas Metálicas	123

8.3.1. 1º Caso Fratura Frontal-Orbital	123
8.3.2. 2º Caso Fratura Parietal.....	124
8.4. Resultados e Discussão	131
CAPÍTULO 9 - ANÁLISE DE CUSTOS	133
CAPÍTULO 10 - CONSIDERAÇÕES FINAIS	138
10.1. Conclusões.....	138
10.2. Trabalhos Futuros.....	139
ANEXO A	147
ANEXO B	150
ANEXO C	153
ANEXO D	156
ANEXO E.....	160

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 -	a) Prótese maxilofacial aplicada num modelo 3D que servirá para a reconstrução da mandíbula após remoção de um tumor; b) Modelo 3D de próteses faciais para correção da área da face após remoção causada por um tumor c) Prótese Craniana.....	7
Figura 2 -	Representação da implantação de uma prótese do joelho e respetivos constituintes.....	8
Figura 3 -	Reconstrução craniofacial com a representação 3D na imagem superior e implementação cirúrgica na imagem inferior	8
Figura 4 -	Representação das duas partes funcionais primárias do crânio, o neurocrânio e o viscerocrânio.....	9
Figura 5 -	Divisão anatómica dos ossos do crânio de um adulto	9
Figura 6 -	a) Fenda de lábio unilateral esquerdo completa; b) Fenda do palato completa.....	10
Figura 7 -	Principais causas de lesões cerebrais traumáticas.....	11
Figura 8 -	Grande aumento das doenças não-transmissíveis e dos acidentes como causas de morte	12
Figura 9 -	Crânios trepanados da idade do Neolítico	12
Figura 10 -	Evolução da ciência e tecnologia biomaterial. Três gerações dos biomateriais para implantes cirúrgicos que foram evoluindo ao longo dos tempos: de inerte (com interação mínima do tecido), para bioativo (com a incorporação de componentes biologicamente interativos que provocam uma reação controlada nos tecidos) e, finalmente, para regeneradores (capacidade de regenerar o tecido funcional)	13
Figura 11 -	Características da ciência biomaterial	15
Figura 12 -	Exemplo de aplicações de materiais biomédicos	16
Figura 13 -	Diferentes tipos de placas e respetivas aplicações em cirurgia buco maxila-facial	17
Figura 14 -	Procedimento cirúrgico de uma fratura na face através do uso de micro-placas e parafusos de ligas de titânio: a) e b) Tomografia axial computadorizada com a demonstração da fratura; c e d) Demonstração da correção da fratura intra e pós-operatório; e) Avaliação pós-operatório por raio X	17
Figura 15 -	Representação de várias etapas de uma cirurgia de reforço ósseo no maxilar, que recorre a um excerto ósseo autólogo na zona do queixo..	18
Figura 16 -	Caso que apresentou necessidade de uma prótese: (A) Homem de 31 anos de idade, que apresenta um defeito ósseo frontal; (B) Imagem pré-operatória 3D CT Scan; (C) Imagem intra-operatória do defeito ósseo frontal; (D) Imagem intra-operatório da reconstrução do osso frontal recorrendo ao implante de prótese; (E) Restabelecimento do contorno da testa um mês depois da implantação	18
Figura 17 -	Mercado global dos biomateriais por localização no mundo 2012-2017.....	24
Figura 18 -	Placa de polietileno poroso puro para pavimento orbitário da empresa SynPOR	27

Figura 19 -	A) Contorno de uma malha de titânio sobre um modelo de craniano, abrangendo um defeito orbital; (B) Implante de revestimento de polietileno poroso puro moldado ao paciente antes de implantação. ...	28
Figura 20 -	(A) Grãos da fase α do titânio comercialmente puro (99.0%) e algumas partículas de TiH, de fase β provocadas por impurezas, depois de 700 °C/2h. Reagente Kroll. 250X; (B) Grãos da fase α do titânio comercialmente puro (99.0%) e algumas partículas de TiH, de fase β provocadas por impurezas, depois de 700 °C/2h. Reagente Kroll. 250X; (C) Grãos equidistantes recristalizados da fase α no titânio comercialmente puro depois de 850 °C/1h. Reagente Kroll. 250X, com uma hidrogenação de 230 ppm de H.....	35
Figura 21 -	Tomografia em plano axial do seio sagital superior: (A) Sem contraste (B) Com contraste positivo	36
Figura 22 -	Processo de obtenção de uma radiografia simples	36
Figura 23 -	Representação do tubo de raios X.....	37
Figura 24 -	Representação do momento de aquisição de uma tomografia computadorizada	38
Figura 25 -	Dois tipos de TC: (A) convencional (axial); (B) helicoidal.....	38
Figura 26 -	Esquema da evolução de aquisição de imagens TC recorrendo a multi-slices	39
Figura 27 -	Esquema representativo de uma ressonância magnética.....	41
Figura 28 -	Processo de modelação 3D na medicina	42
Figura 29 -	Importação de um ficheiro DICOM.....	45
Figura 30 -	Layout de definição das orientações das imagens.	45
Figura 31 -	Planos de aquisição de imagens por TC e respetivas direções.....	46
Figura 32 -	Layout do software Mimics.....	46
Figura 33 -	Área de localização das máscaras e respetivo comando de criação	47
Figura 34 -	Escala do Thresholding	47
Figura 35 -	Representação dos diferentes comandos de edição.....	48
Figura 36 -	Seleção de uma máscara e respetiva qualidade para reconstrução 3D..	49
Figura 37 -	Representação da seleção dos contornos nas diferentes vistas e respetiva construção 3D	49
Figura 38 -	Ferramenta do Boolean Operations	49
Figura 39 -	Representação de um crânio com defeito frontal: (A) sem aplicação da função Smothing; (B) com a aplicação do Smothing	50
Figura 40 -	Modelo obtido por estereolitografia com representação do processo de cura	51
Figura 41 -	Etapas a seguir na modelação de um implante customizado	53
Figura 42 -	Prótese orbital com defeitos causados pela fina espessura da prótese após fundição.....	54
Figura 43 -	Implante de Malha metálica de TiCp 2 produzida pelo processo de fusão por feixe de eletrões (EBM)	55
Figura 44 -	Metodologia de fabrico aditivo: (A) geometria básica gerada por computador, (B) geometria por camadas.....	56
Figura 45 -	Modelo produzido em SL que ajudou no planeamento cirúrgico de dois gémeos siameses unidos pela cabeça. A transparente estão representadas as caixas cranianas e a vermelho os vasos sanguíneos...	57

Figura 46 -	Esquema representativo da obtenção de um implante "Scaffold" à medida do paciente.....	59
Figura 47 -	Esquema do princípio de funcionamento do processo de sinterização seletiva a laser (SLS)	61
Figura 48 -	Fabricação de implante craniofacial por sinterização direta de metal por laser, (A) Matéria-prima em pó, (B) Processo DMLS, (C) Implante aplicado num modelo	62
Figura 49 -	(A) Modelo virtual da região a ser reconstruída, (B) Implante fabricado por DMLS	63
Figura 50 -	(A) Prótese fabricada por DMLS aplicada num modelo com o defeito, (B) Resultado de inspeção geométrica virtual	63
Figura 51 -	Desenho do modelo da prótese em computador e respetiva prótese fabricada em DMLS acoplada no modelo do crânio	63
Figura 52 -	Processo de fusão por feixe de eletrões, EBM.....	64
Figura 53 -	Implante obtido pelo processo EBM: (A) Design do Implante do Crânio em CAD (B) Ajuste do implante de titânio (C) Abertura do couro cabeludo (D) Aplicação do implante	65
Figura 54 -	(a) Implante de titânio poroso à medida do paciente feito pelo processo EBM, (b) Implante aplicado sobre o modelo do crânio, (c) Cirurgia de implementação e fixação do implante.....	66
Figura 55 -	Esquema do princípio de funcionamento de uma máquina de Estereolitografia	67
Figura 56 -	Desenho esquemático da fabricação de um modelo médico camada por camada	67
Figura 57 -	Processo de estampagem convencional em prensa	69
Figura 58 -	Diferentes malhas metálicas de titânio comercializadas pela BIOMET ..	71
Figura 59 -	Fluxograma que ilustra o processo de obtenção de um implante à medida do paciente pelo processo de Estampagem Convencional	71
Figura 60 -	Representação esquemática do processo de estampagem com pinos..	72
Figura 61 -	Vista de topo de malha metálica, depois de ser fixada na matriz	72
Figura 62 -	(A) Malha metálica conformada depois de ser removida do molde; (B) Malha metálica cortada com a forma do implante	72
Figura 63 -	(A) TC 3D do defeito do osso craniano, (B) Punção e matriz, (C) Malha conformada (D) Aplicação cirúrgica	73
Figura 64 -	Elementos básicos necessários para a conformação incremental de chapa (ISF).....	74
Figura 65 -	Configurações distintas do Processo de ISF	75
Figura 66 -	Estampagem Incremental de ponto único sem apoio inferior	75
Figura 67 -	Estampagem Incremental de dois pontos com suporte inferior específico.....	76
Figura 68 -	Etapas do processo de ISF de uma prótese craniana. 1) Imagens de uma TC; 2) Modelo STL; 3) Modelo STL melhorado, específico da região do implante; 4) Simulação do processo de maquinagem do molde inferior; 5) Molde inferior maquinado; 6) Estampagem incremental da chapa;.....	76
Figura 69 -	Fases do processo de ISF de uma prótese orbital. a) Modelo CAD 3D do crânio e da prótese b) Geometria do modelo real do implante da face c) Geometria simplificada para o processo de ISF d) Representação	

	esquemática da peça conformada por SPIF e respetiva remoção e)	
	Fotografia do implante	77
Figura 70 -	Estado de deformação geralmente encontrado num processo de estampagem	78
Figura 71 -	Diagrama da Curva Limite de Estampagem dos metais	79
Figura 72 -	1º Caso de estudo: fratura frontal-orbital (A) Fratura; (B) Prótese sobre o crânio; (C) Prótese.	83
Figura 73 -	Caso de estudo: fratura parietal (A) Fratura; (B) Prótese sobre o crânio; (C) Prótese.....	84
Figura 74 -	Diferentes classes de biomateriais com destaque para o titânio e respetivas ligas.....	85
Figura 75 -	Malha metálica "Square Hole Titanium Mesh".	86
Figura 76 -	Malha metálica "Skull Titanium Mesh".	87
Figura 77 -	Malha metálica "Hard 3-D Titanium Mesh".	87
Figura 78 -	Malha metálica "Soft 3-D Titanium Mesh".....	88
Figura 79 -	Registo da microestrutura do TiCp de uma malha "Sqare Hole", atacada com Kroll, TG < 40µm, encontrando-se A e B com diferentes ampliações..	89
Figura 80 -	Registo da microestrutura do TiCp de uma malha "Skull", atacada com Kroll, TG < 20 µm, encontrando-se A e B com diferentes ampliações.	90
Figura 81 -	Registo da microestrutura do TiCp de uma malha "Hard 3D", atacada com Kroll, TG < 10 µm encontrando-se A e B com diferentes ampliações.	90
Figura 82 -	Registo da microestrutura do TiCp de uma malha "Soft 3D", atacada com Kroll, TG < 100 µm encontrando-se A e B com diferentes ampliações.	90
Figura 83 -	Chapa Metálica de TiCp Gr2.	91
Figura 84 -	Registo da microestrutura do TiCp de uma chapa metálico, atacada com Kroll, TG < 40 µm encontrando-se A e B com diferentes ampliações.	92
Figura 85 -	Suporte Universal para ferramentas de conformação convencional.....	93
Figura 86 -	Representação dos dois contramoldes do suporte universal.	94
Figura 87 -	Peças em SL: (A) Contramolde-suporte punção (B) Contramolde-suporte matriz.	94
Figura 88 -	Suporte universal de resina: (A) Suporte do punção (B) Suporte da matriz.	95
Figura 89 -	2º Caso de estudo: desenho do sketch com alinhamento centrado da prótese	96
Figura 90 -	2º Caso de estudo: (A) Linhas que estendem a superfície estão para lá do Sketch (B) Superfície gerada.	96
Figura 91 -	2º Caso de estudo: "Murge" das superfícies.	97
Figura 92 -	2º Caso de estudo: (A) Sketch alinhado com a prótese (B) Profundidade a aplicar pelo comando "Extrude" (C) Sólido gerado após aplicação do comando.	97
Figura 93 -	2º Caso de estudo: Contramolde da matriz.....	98
Figura 94 -	Contramoldes matriz/punção de dois casos de estudo.	98
Figura 95 -	Quatro tipos de malhas metálicas de titânio projetadas em Software SolidWorks®.	100
Figura 96 -	Representação inicial do processo de simulação de uma prótese no software Abaqus CAE®	101

Figura 97 -	Representação de uma simulação de chapa metálica do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.....	102
Figura 98 -	Representação de uma simulação da malha Square Hole do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.....	102
Figura 99 -	Representação de uma simulação da malha Hard 3D do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.....	103
Figura 100 -	Representação de uma simulação da malha Skull do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.....	103
Figura 101 -	Representação de uma simulação da malha Soft 3D do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.....	104
Figura 102 -	Gráfico das deformações apresentadas pela malha “Square hole” no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.....	105
Figura 103 -	Gráfico das deformações apresentadas pela malha “Skull” no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.	105
Figura 104 -	Gráfico das deformações apresentadas pela malha “Hard 3-D” no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.	106
Figura 105 -	Gráfico das deformações apresentadas pela malha “Soft 3-D” no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.	106
Figura 106 -	Gráfico das deformações apresentadas pela chapa metálica no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.	107
Figura 107 -	Prensa.....	108
Figura 108 -	Modelo em SL: (A) Crânio com o defeito presente, (B) Prótese do defeito (C) Crânio com defeito oculto pela prótese.	108
Figura 109 -	Cerra chapas utilizado no caso da fratura Frontal-Orbital.....	109
Figura 110 -	Processo de estampagem convencional: (A) Montagem da chapa de titânio com cerra chapas (B) Colocação do Punção (C) Conformação na prensa.....	109
Figura 111 -	Square Hole Titanium Mesh conformada por estampagem convencional.	109
Figura 112 -	Prótese em malha de titânio conformada recortada com a forma pretendida do lado esquerdo, protótipo da prótese em SL do lado direito.	110
Figura 113 -	Geometria da malha de titânio Skull: (A) Geometria original (B) Geometria com expansão proveniente pela conformação.....	110
Figura 114 -	Sobreposição do modelo estereolitográfico sobre a malha de titânio Hard 3-D.	111
Figura 115 -	Irregularidades localizadas na malha de titânio Hard 3-D.	111
Figura 116 -	Prótese de malha metálica TiCp Gr2 aplicada a modelo estereolitográfico.	112
Figura 117 -	Malha de titânio Soft 3-D após conformação revelando zonas de compressão e expansão.	113
Figura 118 -	Malha metálica Soft 3D aplicada no modelo estereolitográfico.	113
Figura 119 -	(A) Chapa de titânio conformada com cerra-chapas (B) Chapa de titânio conformada sem cerra-chapas.....	114
Figura 120 -	Modelo em SL: (A) Crânio com o defeito presente (B) Prótese do defeito (C) Crânio com o defeito oculto pela prótese.	115

Figura 121 - Malha de titânio Square após conformação, com o modelo SL sobreposto.	115
Figura 122 - Deformação causada na malha metálica Skull após estampagem convencional.	116
Figura 123 - Chapa de TiCp Gr2 conformada por estampagem convencional.	117
Figura 124 - Centro de maquinagem de comando numérico OKUMA MC-40VA, instalado nas oficinas mecânicas da FEUP.	119
Figura 125 - Ferramenta em aço inoxidável e ponta hemisférica para ISF com tratamento de nitruração	120
Figura 126 - Representação explodida de suporte para fixação de chapa para o processo de SPIF com prato de apoio circular.	120
Figura 127 - Realização de Draft Analysis em CAD 3D para determinação dos ângulos de parede do modelo de uma prótese Frontal-Orbital	121
Figura 128 - Realização de Draft Analysis em CAD 3D para determinação dos ângulos de parede do modelo de uma prótese Frontal-Orbital.	122
Figura 129 - Geração de trajetória de ferramenta em Mastercam X para a geometria da prótese Frontal-Orbital.	122
Figura 130 - Geometrias a obter pelo processo de SPIF (A) Prótese Frontal-Orbital (B) Prótese Parietal.	123
Figura 131 - Fratura ocorrida na chapa de TiCp pelo processo de ISF.	123
Figura 132 - Desenvolvimento de prótese parietal por ISF.	124
Figura 133 - Etapas de Corte em ISF (A) Posicionamento da Fresa (B) Introdução do líquido de arrefecimento (C) corte final.	125
Figura 134 - Comparação entre a prótese obtida por ISF e o modelo em SL.	125
Figura 135 - Prótese de TiCp obtida por ISF.	125
Figura 136 - Montagem centrada de uma malha metálica de TiCp Gr2 sobre chapa de alumínio para criação de efeito Sandwich com a colocação superior de outra chapa.	126
Figura 137 - Concavidade inesperada ocorrida da chapa de alumínio no processo de ISF.	127
Figura 138 - Processo ISF: (A) fase inicial (B) formação de ângulo de inclinação sobre a parede.	127
Figura 139 - Exposição de malha de titânio após rotura de chapa de alumínio pelo processo de ISF.	128
Figura 140 - Deformação ocorrida em malha de titânio após processo de ISF.	128
Figura 141 - Malha metálica fixa a uma chapa de alumínio.	129
Figura 142 - Esquema do processo de ISF na obtenção de uma prótese em malha metálica de TiCp.	130
Figura 143 - Prótese produzida em malha metálica TiCP Gr2 pelo processo de SPIF adaptada ao modelo SL.	130
Figura 144 - Esquema do processo tentativa erro para compensação do retorno elástico no processo de ISF.	131

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Diferentes tipos de implantes existentes segundo a U.S. Food and Drug Administration.....	6
Tabela 2 - Classificação dos biomateriais e suas vantagens e desvantagens para aplicações médicas.....	19
Tabela 3 - Normas atribuídas a materiais metálicos pela Sociedade Americana para Testes e Materiais (ASTM).....	21
Tabela 4 - Composição química do TiCp (ASTM F67).....	21
Tabela 5 - Vantagens e desvantagens dos três grandes grupos de biomateriais metálicos.....	22
Tabela 6 - Propriedades do aço inoxidável autêntico, ligas de CoCrMo, TiCp Gr2 e Ti6Al4V.....	22
Tabela 7 - Propriedades dos biomateriais metálicos.....	23
Tabela 8 - Mercado global dos biomateriais por localização no mundo entre 2010 a 2017 em mil milhões de euros.....	25
Tabela 9 - Mercado global dos biomateriais por tipo entre 2010 a 2017 em mil milhões de euros.....	26
Tabela 10 - Mercado global dos biomateriais, por aplicações entre 2010 a 2017 em mil milhões de euros.....	26
Tabela 11 - Tipos de redes metálicas comercializadas pela empresa CONMET.....	29
Tabela 12 - Redes metálicas comercializadas pela empresa Beijing Hengjie Medical Devices.....	31
Tabela 13 - Redes metálicas comercializadas pela empresa Changzhou Meditech CO,LDA.....	32
Tabela 14 - Redes metálicas comercializadas pela empresa Suzhou Youbetter Medical Apparatus Co.....	33
Tabela 15 - Lista que aproxima a escala de cinzentos às diversas densidades apresentadas por diferentes elementos presentes numa TC, com valores de atenuação em unidades Hounsfield (UH).....	40
Tabela 16 - Software de visualização e processamento de imagens médicas 3D.....	44
Tabela 17 - Softwares CAD 3D para manipulação de imagens médicas 3D.....	52
Tabela 18 - Diferentes processos característicos do fabrico aditivo segundo a norma ASTM F2792-12.....	57
Tabela 19 - Características técnicas de equipamentos de FA comercializados.....	60
Tabela 20 - Vantagens e desvantagens dos processos de FA.....	68
Tabela 21 - Composição química do TiCp Gr2 segundo a Norma ASTM F67.....	88
Tabela 22 - Valores de dureza Vickers para quatro malhas de titânio distintas.....	89
Tabela 23 - Análise química da chapa de TiCp Gr2.....	91
Tabela 24 - Processo convencional para obtenção de ferramentas (Punção/Matriz)....	99
Tabela 25 - Custos associados à obtenção de uma prótese Frontal-Orbital em malha metálica pelo processo de estampagem convencional.....	133
Tabela 26 - Custos associados à obtenção de uma prótese Parietal em malha metálica pelo processo de estampagem convencional.....	134
Tabela 27 - Custos associados à obtenção de uma prótese Parietal em malha metálica pelo processo de ISF.....	134

Tabela 28 -Custos associados à obtenção de prótese parietal pelo processo de EBM na empresa FIT production GmbH.	135
Tabela 29 -Custos associados à obtenção de prótese frontal-orbital pelo processo de EBM na empresa FIT production GmbH.	135
Tabela 30 -Custos associados à obtenção de próteses pelo processo de DMLS no centro tecnológico CTAG.....	136
Tabela 31 -Custos associados à obtenção de prótese parietal pelo processo de SLM na empresa LayerWise.	136
Tabela 32 -Custos associados à obtenção de prótese frontal-orbital pelo processo de SLM na empresa LayerWise.....	136
Tabela 33 -Tabela de Custos totais de obtenção de próteses CMF por quatro processos de fabrico.	137

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1. Apresentação do INEGI

A dissertação exposta resulta do trabalho realizado no INEGI, Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, na Unidade de Fundição e Novas Tecnologias (CETECOFF).

O INEGI é uma Instituição de interface entre a Universidade e a Indústria vocacionada para a realização de atividade de Inovação e Transferência de Tecnologia orientada para a indústria. Nasceu em 1986 no seio do Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial (DEMEGI) da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP). Preserva ainda hoje essa ligação indispensável com o DEMEC (Departamento de Engenharia Mecânica) na atualidade, que constitui uma das principais fontes de conhecimento e competências científicas e tecnológicas.

1.2. Enquadramento do Projeto

O tema proposto para este projeto de tese em empresa, em contexto do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, surge na sequência da necessidade de dar continuidade a um conjunto de estudos, que têm vindo a ser desenvolvidos no INEGI, no domínio da engenharia e sua relação com a medicina e se centram no fabrico de próteses crânio-maxilofaciais (CMF).

O trabalho de dissertação debruçou-se sobre o estudo do desenvolvimento de processos de produção de próteses crânio-maxilofaciais, por processos alternativos à fundição que surgiu após os consecutivos estudos que vem a ser desenvolvidos no INEGI sobre o desenvolvimento do processo de fabrico de próteses crânio-maxilofaciais por fundição, por estampagem convencional e por estampagem incremental.

Este estudo é consequência da necessidade de reparar defeitos cranianos existentes nos pacientes, que surgem em consequência de traumatismos, acidentes ou qualquer tipo de patologia, de modo a poder proporcionar-lhes uma melhor qualidade de vida, bem-estar físico e psicológico.

Em pleno século XXI, a necessidade de se recorrer à utilização de próteses é cada vez maior em todas as faixas etárias da população mundial. O aumento da esperança de vida, os traumatismos, acidentes de viação e patologias oncológicas, tem vindo a assumir-se como as principais causas, que promovem as necessidades de intervenções ao nível do fabrico de próteses crânio-maxilofaciais. A engenharia apresenta assim, um papel fundamental no desenvolvimento de métodos e técnicas de reabilitação que permitam devolver ao paciente a forma e a função perdidas.

Ao longo deste projeto de dissertação foram abordados dois métodos de fabrico, a estampagem convencional e incremental como forma de testar a sua viabilidade na aplicação de próteses CMF.

Para testar estes métodos usam-se dois casos de estudo reais de pacientes que apresentavam fraturas cranianas, tendo sido utilizadas imagens médicas provenientes de Tomografia Computorizada (TC). Estas foram segmentadas e manipuladas em softwares específicos de biomodelação existentes no INEGI, o Mimics® e o 3 Matic®.

Numa fase final após adquirir e desenvolver ferramentas e definir todas as etapas procedimentais, partiu-se para o fabrico de próteses recorrendo às tecnologias disponíveis no INEGI e na FEUP.

1.3. Objetivos

O principal objetivo desta tesa consiste em aplicar metodologias de fabrico de próteses CMF por processos alternativos à fundição, pelos métodos de fabrico de Estampagem Convencional e Estampagem Incremental utilizando como matéria-prima chapa e malhas metálicas de diferentes padrões e resistências.

Como forma de ver cumprido este objetivo é necessário:

- Compreender conceitos médicos e necessidades para o fabrico de próteses;
- Conhecer os diferentes meios de diagnóstico utilizados na medicina que permitem a recolha de imagens médicas;
- Adquirir competências com softwares de segmentação/modelação de imagens médicas e de CAD 3D;
- Selecionar e adquirir chapa e malhas metálicas e realizar ensaios de:
 - Análise química;
 - Dureza;
 - Análise microestrutural;
- Desenvolver próteses por estampagem convencional:
 - Projetar e materializar ferramentas;
 - Realizar simulações estruturais;
 - Conformar e comparar resultados obtidos;
- Desenvolver próteses por estampagem incremental:
 - Adquirir ferramentas;
 - Elaborar códigos numéricos;
 - Conformar e discutir resultados;
- Realizar uma análise de custo comparando processos.

1.4. Guia de Leitura

Levando em conta os objetivos atrás mencionados e todos os quesitos absolutamente necessários para atingir os mesmos, foi proposto dar os seguintes passos para proceder à abordagem do problema:

1ª Parte - Síntese Bibliográfica

- Próteses Crânio-maxilofaciais;
- Projeto de próteses;
- Fabrico de próteses.

2ª Parte Trabalho Experimental

- Descrição;
- Seleção dos materiais: malhas metálicas e chapas metálicas;
- Desenvolvimento de próteses CMF por Estampagem Convencional;
- Desenvolvimento de próteses CMF por Estampagem incremental (ISF);
- Análise de Custos;
- Considerações finais.

Alguns dos passos desta dissertação não foram abordados de forma metodologicamente exaustiva de modo a ser possível concretizar este projeto em tempo útil, não dando especial atenção ao trabalho de biomodelação de imagens médicas, mas sim aos processos de fabrico de próteses.

1ºPARTE SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA

CAPÍTULO 2 - PRÓTESES CRÂNIO-MAXILO-FACIAIS

2.1.0 Que São?

Segundo a associação Americana Food and Drug Administration (FDA) implantes médicos são dispositivos ou tecidos que podem ser colocados no interior ou na superfície de um corpo, sendo feitos de pele, osso, tecidos corporais, ou por materiais metálicos, plásticos, cerâmicos, etc. Estes assumem um papel permanente ou não-permanentes no organismo, e são utilizados consoante o fim a que se destinam, podendo ser considerados como próteses, implantes reguladores da função corporal, entre outros que são apresentados na Tabela 1 (FDA 2013)

Tabela 1 - Diferentes tipos de implantes existentes segundo a U.S. Food and Drug Administration - adaptado de: (FDA 2013).

Implantes	Descrição	Exemplo de dispositivos Médicos
Próteses	Destinam-se a substituir partes do corpo em falta;	Prótese craniana
Implantes que Libertam Medicação	Implante que liberta na corrente sanguínea as doses necessárias de um determinado medicamento;	INPLANON®
Implantes que Regulam a Função Corporal	Dispositivos implantáveis que intervêm ativamente na função do tecido/orgão;	Marca-passo (Pacemaker)
Implantes que Monitorizam a Função Corporal	Dispositivos Implantáveis que monitorizam um parâmetro biológico transmitindo a informação para um equipamento exterior;	Cateter intraventricular

No estudo levado a cabo ao longo desta dissertação, a atenção estará focada na categoria das próteses, sendo fundamental compreender especificamente o que estas são, onde se aplicam e para que servem. De reter em mente que quando se referir implantes ao longo deste documento, estar-se-á sempre a falar de próteses. Como afirma a associação FDA “Muitos implantes são próteses, destinados a substituir partes do corpo em falta” (FDA 2013).

Segundo o instituto de Próteses Maxilo Facial e Tecnologias situado na Inglaterra, uma prótese é um substituto artificial que colmata a perda de uma determinada parte do corpo humano, como uma orelha, nariz, olho, etc., ou como um substituto ósseo ou muscular que surge como forma de ultrapassar as limitações decorrentes de tumores, infeções ou fraturas de maneira a corrigir/preencher a parte em falta (IMPT 2013).

O termo prótese pode ser particularizado quando se fala de uma região do corpo mais específica, por exemplo:

- Próteses Cranianas – São substitutos sintéticos que reparam lesões ósseas do crânio com a finalidade de proteger e restaurar a estrutura intracraniana melhorando a aparência e estabilidade psicológica do paciente (Figura 1c)) (Saldarriaga et al. 2011);
- Próteses Maxilofaciais – São usadas para substituir falhas da área óssea, e dos tecidos da face e maxilar, como forma de reconstituição das funções orais tais como: deglutição, mastigação, fala, etc. (Figura 1 a)) (AAMP 2013a);

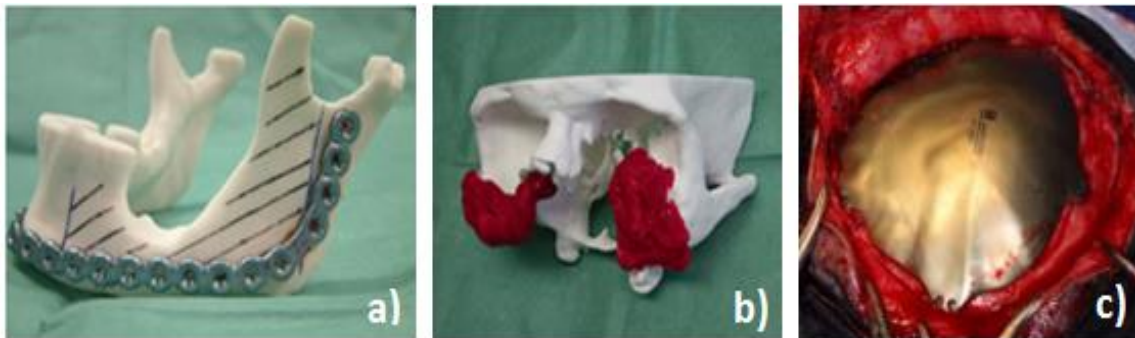


Figura 1 - a) Prótese maxilofacial aplicada num modelo 3D que servirá para a reconstrução da mandíbula após remoção de um tumor; b) Modelo 3D de próteses faciais para correção da área da face após remoção causada por um tumor c) Prótese Craniana (Saldarriaga et al. 2011; AAMP 2013a, 2013b).

- Próteses Faciais – São substitutos artificiais de um olho, ouvido, nariz, ou outra parte do rosto (Figura 1b)) que melhoram a aparência e restauram a função normal de um indivíduo (AAMP 2013b);
- Próteses de Anca – São dispositivos artificiais que vão substituir toda ou parte da articulação da anca. Estas visam melhorar de forma considerável a mobilidade e a redução da dor associada aos movimentos e às atividades funcionais de um ser humano;
- Prótese do Joelho (Bicompartimental não restrita) - São o tipo de próteses artificiais mais usadas para a artroplastias total do joelho. O componente femoral é de metal (anatomicamente é semelhante ao osso que vai substituir, e apresenta uma cavidade para o encaixe da rótula), o componente tibial é uma plataforma metálica plana com uma almofada de plástico (polietileno) e com uma haste que se fixará no interior da tíbia, e tem ainda o componente patelar em polietileno que está preso a uma placa de metal plana (Figura 2) (Fisioinforma 2013).

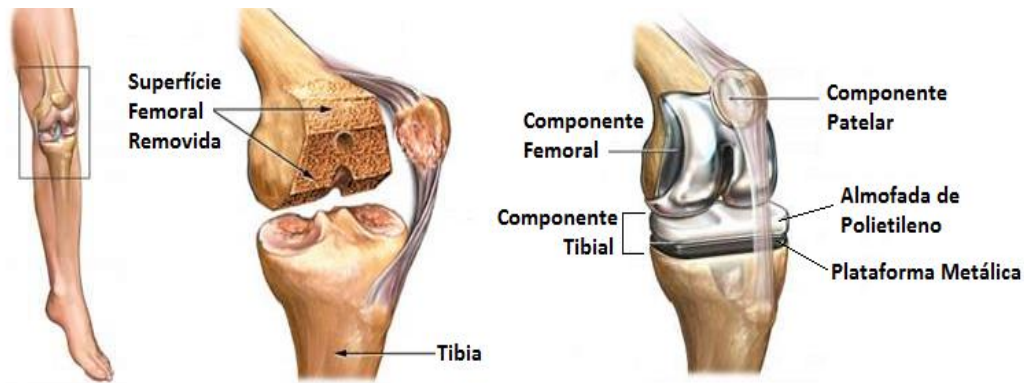


Figura 2 - Representação da implantação de uma prótese do joelho e respectivos constituintes - adaptado de <http://www.saudecerto.com/2013/06/protese-de-joelho-pelo-sus.html> e de (Fisioinforma 2013).

O tipo de próteses existentes no mercado é cada vez mais diverso, e a necessidade da intervenção da engenharia cada vez maior. Nesta dissertação o estudo particularizar-se-á nas próteses craniofaciais, que representam um conjunto de áreas afetadas na cabeça, e que substituem concretamente partes ósseas do crânio e da face. Na Figura 3 pode-se observar o modelo CAD 3D de uma prótese deste tipo e a sua respetiva aplicação no corpo humano.

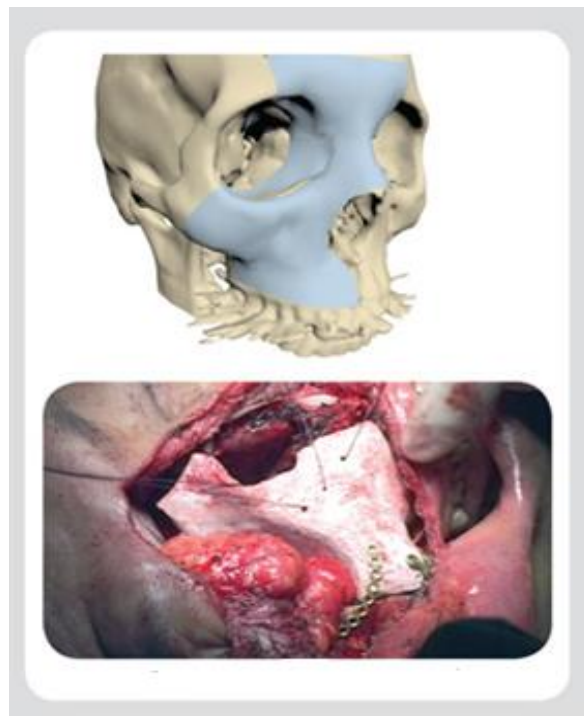


Figura 3 - Reconstrução craniofacial com a representação 3D na imagem superior e implementação cirúrgica na imagem inferior (EincoBio 2013)).

Para um maior entendimento de como estas próteses serão implementadas no ser humano, é importante perceber como funciona a anatomia da caixa craniana. O crânio é o esqueleto da cabeça, que pode ser dividido em duas partes distintas o neurocrânio e o viscerocrânio (Figura 4).

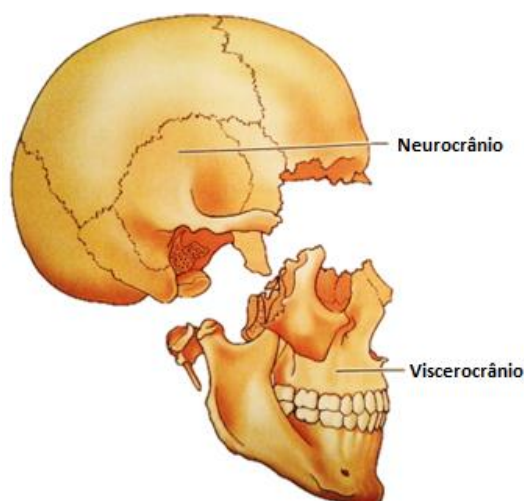


Figura 4 - Representação das duas partes funcionais primárias do crânio, o neurocrânio e o viscerocrânio (Moore e Dalley 2007).

O neurocrânio em adultos é formado por uma série de oito ossos: quatro ossos ímpares centralizados na linha mediana (frontal, etmoidal, esfenoidal e occipital) e por dois conjuntos de ossos que ocorrem como pares bilaterais (temporal e parietal). O viscerocrânio (esqueleto facial) é constituído pelos ossos que circundam a boca (maxila e mandíbula), pelos ossos da cavidade nasal (nariz) e pelos ossos das cavidades orbitais (Moore e Dalley 2007). Todos estes ossos estão representados na Figura 5 para uma melhor interpretação visual dos mesmos.

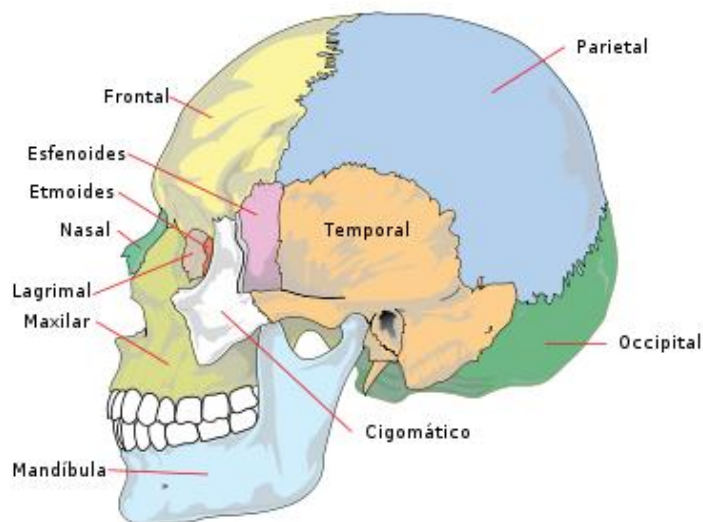


Figura 5 - Divisão anatômica dos ossos do crânio de um adulto (Corporea Anatomia.2014.<http://isolafelice.Fórumcommunity.net/?t=50846393>).

Hoje em dia já é possível desenvolver diferentes tipos de próteses que colmatam falhas de área óssea em todas estas regiões. Com uma percentagem de cerca de 91%, as próteses localizadas nas regiões frontal, parietal e temporal são as mais implantadas, (Araújo 2012).

2.2. Qual a Necessidade da Utilização das Próteses

Em pleno século XXI, a necessidade de se recorrer à utilização de próteses é cada vez maior para todas as faixas etárias da população mundial.

Segundo dados da Organização Mundial de Saúde (OMS), as neoplasias faciais e os traumatismos provocados por acidentes e doenças congénitas estão a crescer de ano para ano. Apenas em malformações congénitas, como por exemplo as fendas palatinas, (Figura 6), verifica-se uma incidência mundial de um caso para cada 600 a 700 nascimentos. Isto equivale a uma população muito jovem de mais de 22 mil portadores de fendas palatinas em todo o planeta, que em muitos casos necessitam da colocação de uma prótese (Lima 2012).

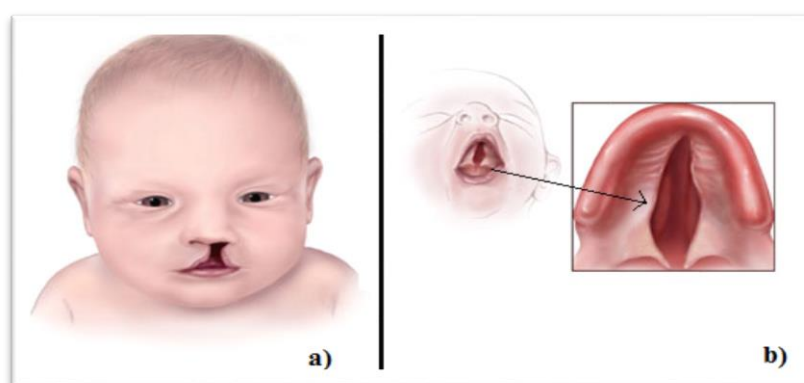


Figura 6 - a) Fenda de lábio unilateral esquerdo completa; b) Fenda do palato completa - adaptado de <http://clariceabreu.com.br/?cirurgia-cmf=fissura-de-labio-e-palato>.

Outra causa que cada vez mais está a levar ao aumento da utilização de próteses junto de adultos e jovens são os traumatismos crânio-encefálicos provocados por acidentes rodoviários, que são considerados a principal causa da mortalidade e morbilidade destas faixas etárias. Segundo uma das Atas Médicas Portuguesas de 2012, a sua “incidência a nível mundial, tem aumentado à custa dos países em desenvolvimento, prevendo-se que, em 2020, constitua uma das principais causas de morte, pelo que Douglas Miller o considerou uma epidemia silenciosa.” De notar que em Portugal, como noutros países, o traumatismo crânio-encefálico ocorre predominantemente nos jovens com um rácio masculino-feminino de 3:1 (Oliveira et al. 2012).

Diretamente relacionado com a necessidade de implementação de próteses nos dias de hoje está a crescente percentagem da população envelhecida e a envelhecer. De acordo com a Organização Mundial de Saúde, a população mundial está a envelhecer aceleradamente. Entre 2000 e 2050, a proporção da população mundial com mais de 60 anos vai duplicar passando de cerca de 11% para 22% (MarketsAndMarkets 2013c). Como tal, para garantir cada vez mais a qualidade de vida dos idosos e particularmente dos doentes com doenças reumáticas, doenças oncológicas especificamente da cabeça, pescoço e boca, a instalação de qualquer tipo de próteses torna-se fundamental. É de salientar que existe um incremento da incidência relativa de traumatismos cranianos

acima dos 65 anos a nível global, decorrente de um acréscimo do risco de quedas, e do uso de antiagregantes e anticoagulantes que aumentam o risco de trombozes e de acidentes vasculares cerebrais (Oliveira et al. 2012). Como se pode verificar na Figura 7, segundo um estudo desenvolvido na América as quedas acidentais e os acidentes rodoviários são as maiores causas de lesões cerebrais traumáticas.



Figura 7 - Principais causas de lesões cerebrais traumáticas (adaptado de Kelly, Deckert. 2013. *Leading Causes of Traumatic Brain Injury*. brainline.org. <http://www.brainline.org/content/2012/08/leading-causes-of-traumatic-brain-injury.html>).

Como tal, é importante referir que o tratamento de quaisquer neoplasias, infeções ou traumatismos, na maioria dos casos implica a intervenção cirúrgica para remoção do tecido afetado inviável. Estas intervenções podem conduzir a deformidades faciais que comprometem a estética e a função local, com impacto na auto-imagem, perturbando a saúde mental e as atividades da vida diária, como o convívio social do indivíduo.

Surge assim a necessidade de desenvolver métodos de reabilitação que permitam devolver ao paciente a forma e a função perdidas. Atualmente estão disponíveis a reabilitação física por fisioterapia ou por intervenção cirúrgica, e as próteses, extra ou intracorporais (Lima 2012).

Com o surgimento dos desenvolvimentos ao nível da ciência médica e cirúrgica e da ciência tecnológica é possível atingir uma franca melhoria da sobrevida dos pacientes, invertendo os valores da mortalidade existente, provocada por diversas causas (Figura 8). Graças ao aumento da produção e do uso de próteses mais aperfeiçoadas, mais leves e com paredes finas, é possível diminuir estes valores de mortalidade, bem como melhorar a qualidade de vida funcional, psicológica e social, e gerar maior bem-estar do ser humano.

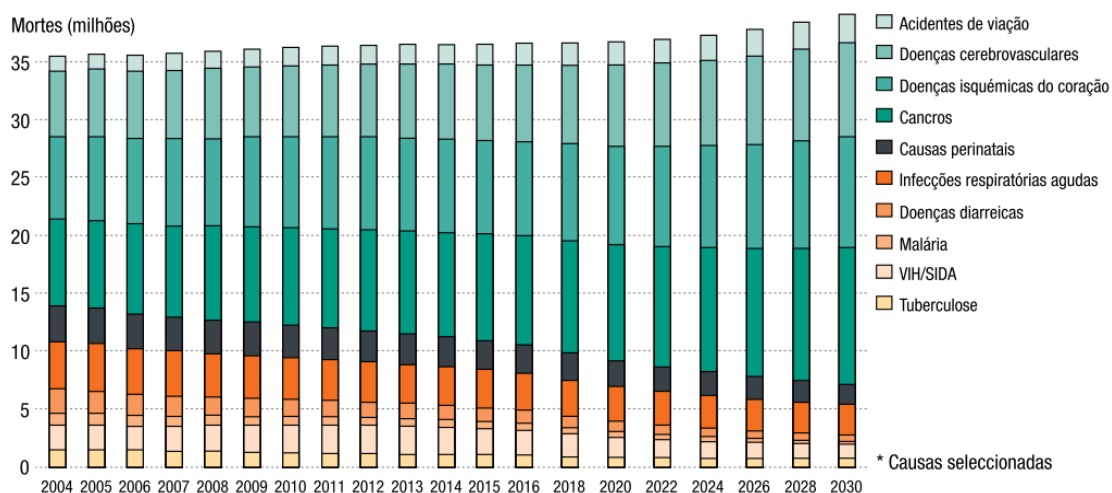


Figura 8 - Grande aumento das doenças não-transmissíveis e dos acidentes como causas de morte (OMS 2008).

2.3. Biomateriais

2.3.1. Evolução e Definição

Etimologicamente, a palavra biomaterial surge da junção de duas palavras: Bio e Material. O termo bio exprime uma ideia de vida, tendo origem no Grego *bios*. Por sua vez, material é originário do Latim *materiãle*, que significa algo concreto, formado por matéria (Silva 2007).

O uso dos biomateriais remonta à pré-história, como indiciam as descobertas de crânios com trepanações¹ (Figura 9) nas quais eram utilizadas placas em ouro, aplicações de implantes dentários bem como a utilização de fios de sutura (Gutierrez et al. 2006).



Figura 9 - Crânios trepanados da idade do Neolítico (http://www.cerebromente.org.br/n02/historia/trepan_p.htm).

O ouro e o marfim utilizados na substituição de defeitos no crânio foram considerados os primeiros biomateriais utilizados no tempo dos Egípcios e Romanos. Mais tarde, com a procura de alternativas para a substituição do Marfim, surgem os Celulóides, considerados os primeiros materiais termoplásticos. O Polimetilmetacrilato (PMMA) foi o primeiro plástico a aparecer, e era usado para reparar os defeitos do crânio, sendo um dos primeiros polímeros aceites pelo homem desde a II Guerra Mundial (Bergmann e Stumpf 2013).

Em 1991, definiu-se biomaterial na conferência de Chester como “material destinado a contactar com sistemas biológicos para avaliar, tratar, aumentar ou

¹ Ato ou efeito de trepanar (Perfurar mediante uso de trépano) - Para diminuir a pressão sobre o cérebro é feita uma abertura na caixa craniana, este procedimento não é moderno, existem achados que comprovam a sua utilização por gregos e egípcios;

substituir qualquer tecido, órgão ou função do organismo”. Este material quando aplicado deve manter as suas propriedades e características estruturais, permitir uma boa adesão celular à superfície, apresentar a resistência mecânica conveniente e não apresentar características oncogénicas².

Deve ser um material hemostático³, passível de ser esterilizado, de fácil produção e com baixos custos (Gutierrez et al. 2006). Os biomateriais têm sido o maior contributo para a compreensão da interação dos materiais com o meio fisiológico normalmente denominada como biointerface. O seu desenvolvimento em aplicações médicas e dentárias têm evoluído bastante ao longo de três gerações (Figura 10), intercetando-se mutuamente, mas cada uma com distintos objetivos (Ratner et al. 2012).

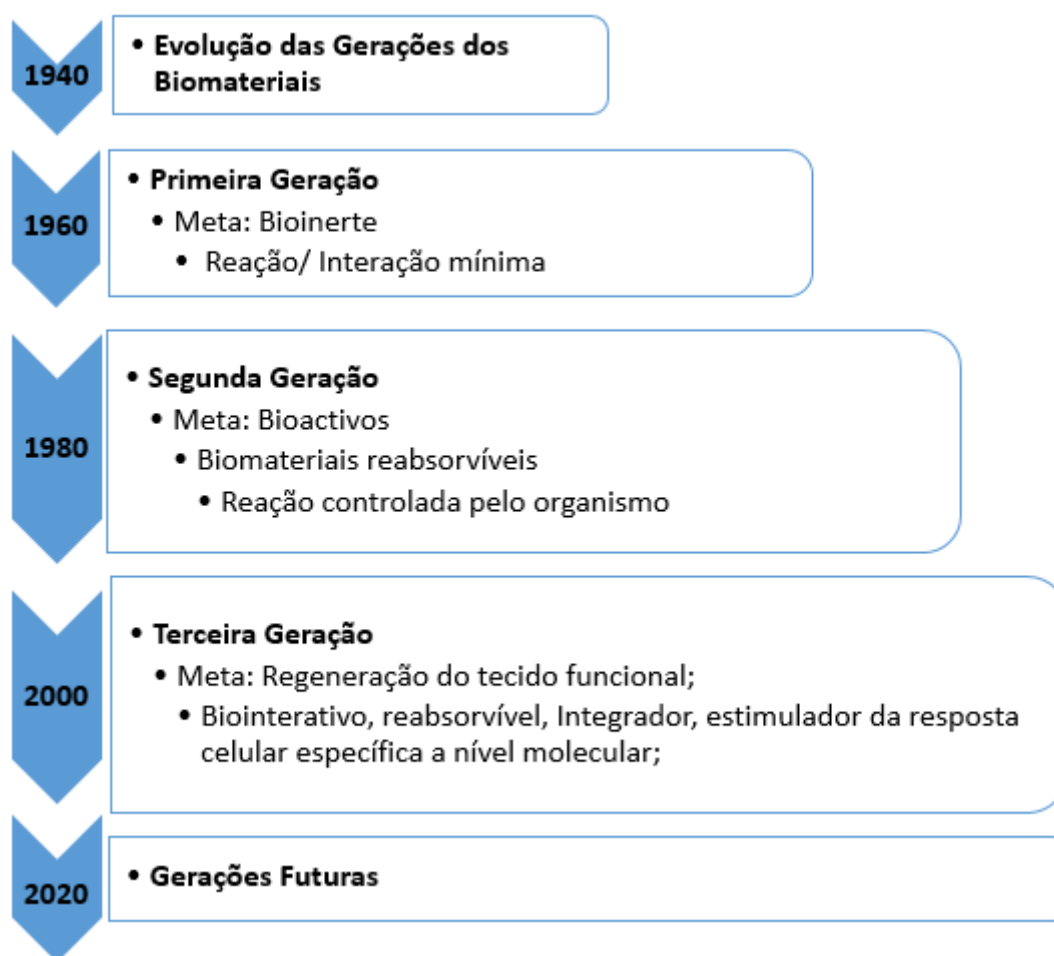


Figura 10 -Evolução da ciência e tecnologia biomaterial. Três gerações dos biomateriais para implantes cirúrgicos que foram evoluindo ao longo dos tempos: de inerte (com interação mínima do tecido), para bioativo (com a incorporação de componentes biologicamente interativos que provocam uma reação controlada nos tecidos) e, finalmente, para regeneradores (capacidade de regenerar o tecido funcional) - adaptado de (Ratner et al. 2012)).

² Características oncogénicas são aquelas que têm capacidade de induzir/provocar a formação de patologia oncológica, sendo que oncogénico é o termo que descreve um composto químico, um organismo ou um fator ambiental que provoca cancro;

³ Substância ou agente capaz de provocar a hemóstase, que detém hemorragias;

A primeira geração dos biomateriais surge por volta dos anos cinquenta e sessenta onde eram essencialmente utilizados na indústria, não tendo como vista desenvolvimentos para a área médica. No entanto, graças à excelente combinação das propriedades físicas destes materiais com o desejável clinicamente, como Bioinertes (materiais que não provocam reação a um corpo estranho no organismo (Gutierrez et al. 2006) e Biocompatíveis, estes começaram a ser selecionados para estes fins.

A segunda geração dos Biomateriais foi desenvolvida com o intuito de obter um material que despoletasse uma reação controlada nos tecidos vivos para que a sua implantação estimulasse uma resposta terapêutica. Estas características levaram à designação de materiais Bioativos (termo que deriva da palavra bioatividade, definida como a propriedade de formar tecido para originar união direta aos tecidos vivos, sobre a superfície de um biomaterial) (Silva 2011), que tiveram a sua primeira utilização na década de 80. Ainda nesta década o desenvolvimento destes materiais progrediu ainda mais com a descoberta dos biomateriais reabsorvíveis. Estes vieram representar uma mais-valia, pois a sua degradação no organismo originava produtos não tóxicos que podiam ser reabsorvidos pelo hospedeiro, minimizando a reação do corpo estranho.

A rápida evolução destes materiais despoletou a chegada ao estado da arte actual, sendo atingida assim a terceira geração dos Biomateriais, que tinha como meta o desenvolvimento de biomateriais capazes de apoiar e estimular a regeneração de tecidos viáveis (vivos). Estes materiais abriram assim o caminho à regeneração de tecidos e órgãos perdidos ou danificados por doença ou trauma.

A palavra “biomateriais” se decompõe na sua natureza deveria referir-se a materiais biológicos que surgem normalmente da natureza como é o caso da madeira, osso e tecidos moles. No entanto existe hoje um consenso geral na comunidade científica de que biomaterial é qualquer *“substância sistematicamente e farmacologicamente inerte, concebida para implantação ou incorporação em sistemas vivos”*. Ou seja, materiais como osso, ligamentos, cartilagens, produzidos pelo sistema biológico, são caracterizados como Materiais Biológicos e não entram na família dos biomateriais (Smith e Hashemi 2013).

Outra das definições mais aceite de biomateriais atualmente é revelada pelo Instituto Nacional de Saúde Americano que descreve biomaterial como: *“qualquer substância ou combinação de substâncias, exceto medicamentos sintéticos ou de origem natural, que podem ser utilizadas para um qualquer período de tempo, e que aumenta ou substitui parcial ou totalmente qualquer tecido, órgão ou função do corpo, a fim de manter ou melhorar a qualidade de vida do indivíduo”* (Bergmann e Stumpf 2013).

A Medicina Regenerativa e a Engenharia de Tecidos são hoje em dia consideradas como as ferramentas chave para a interface das Ciências Biomédicas com a Engenharia, que poderão tornar possível a verdadeira substituição de tecidos vivos. Os biomateriais fazem assim a ponte que proporciona o rápido progresso destas duas grandes áreas clássicas do saber científico (Ratner et al. 2012).

A ciência biomaterial é um estudo físico, químico e biológico dos materiais e da sua interação com o ambiente biológico. O desenvolvimento biomaterial e respetivas aplicações incluem a interação de várias disciplinas tais como engenharia química, engenharia mecânica, biologia, ciências médicas, etc. Esta ciência multimaterial usa metais, polímeros, cerâmicos e biomateriais naturais aplicados na fabricação de dispositivos médicos que ajudam na reabilitação do tecido danificado. Estes dispositivos ajudam a reduzir o tempo de hospitalização dos pacientes e melhoram a sua qualidade e esperança de vida. Contudo o risco de infeções pode inibir esse crescimento num futuro próximo (MarketsAndMarkets 2013a).

Na Figura 11 encontram-se esquematizadas estas características da ciência biomaterial.

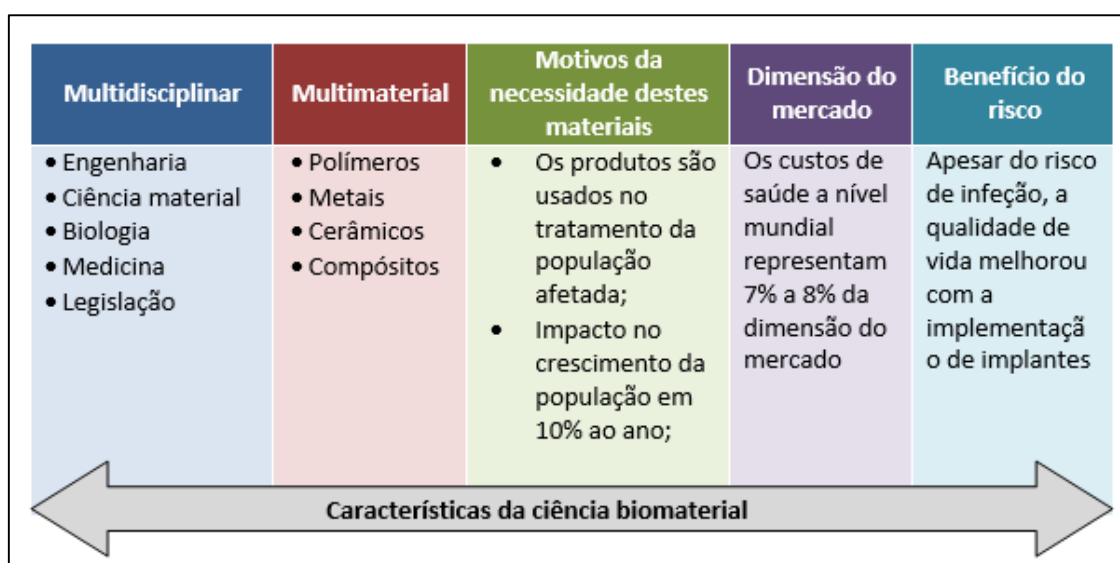


Figura 11 - Características da ciência biomaterial - adaptado de (MarketsAndMarkets 2013a).

2.3.2. Aplicações Médicas

A evolução dos biomateriais e do estudo da interação destes com o corpo humano tem sido cada vez maior. Este crescimento resulta de uma contribuição conjunta de várias especialidades, particularmente, do esforço coordenado da engenharia e da biologia. Hoje, abrem-se imensas perspetivas na utilização de novos materiais, desenvolvidos especificamente para aplicações médicas, falando-se já em materiais biomédicos (Lima e Mota 2003).

A aplicação destes materiais biomédicos é bastante vasta, sendo que estes são utilizados por exemplo para confeção de implantes, aparelhos ou sistemas que estarão em contacto com sistemas biológicos e tecidos vivos.

Na Figura 12 são apresentados alguns exemplos da utilização dos biomateriais no corpo humano:

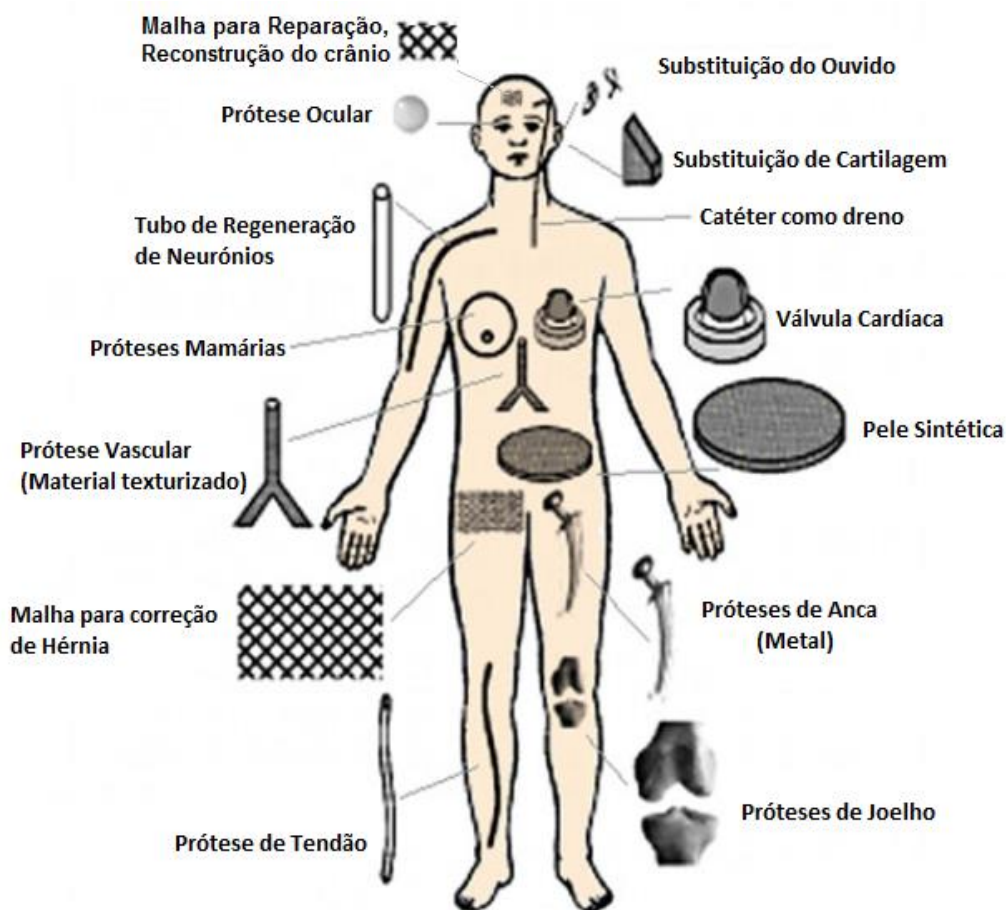


Figura 12 - Exemplo de aplicações de materiais biomédicos - adaptado de (Bergmann e Stumpf 2013).

Aprofundando o estudo das próteses utilizadas no contexto de fraturas ósseas, importa perceber que estas fraturas exigem correção através de vários tipos de procedimentos médicos, sendo que em todas as opções há lugar à utilização de biomateriais. A correção de fraturas, de acordo com a sua localização, exposição, gravidade e eventual perda de tecido ósseo pode ser realizada através de procedimentos conservadores ou cirúrgicos.

No que diz respeito aos procedimentos conservadores, a correção de fraturas não expostas simples, dá lugar à utilização de material de estabilização/fixação externa como são o caso das talas e do gesso.

A correção cirúrgica de fraturas, em que não há perda de tecido ósseo, é um procedimento que tem por finalidade unir e estabilizar numa posição anatomicamente correta as extremidades dos fragmentos ósseos de uma fratura, com o recurso a dispositivos mecânicos, tais como placas metálicas, parafusos, pinos, hastes, pregos, fios, malhas etc. Estes biomateriais de fixação interna podem ser de aplicação permanente (exemplo os polímeros reabsorvíveis), ou podem ser cirurgicamente removidos após a consolidação óssea estar completa, como por exemplo os implantes metálicos, (Figura 13) e (Figura 14).

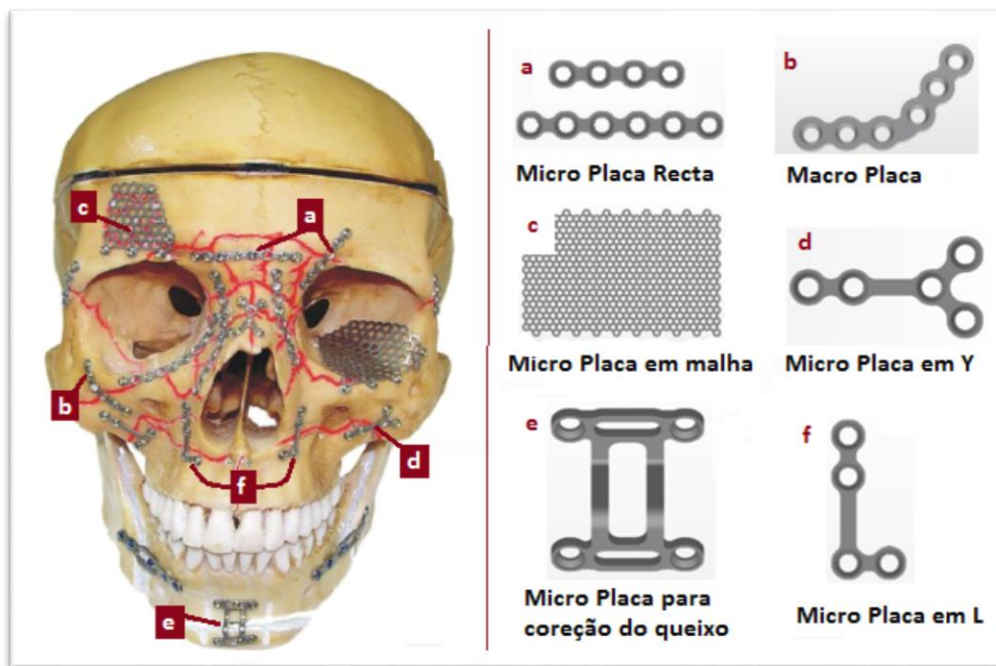


Figura 13 -Diferentes tipos de placas e respectivas aplicações em cirurgia buco maxila-facial - adaptado de (Indústria Comércio Importação e Exportação de Implantes. 2013. Instructions for Use-System of Plates and Screws for Buccomaxillofacial <http://www.mdt.com.br/eng/Instructions/21.pdf>).

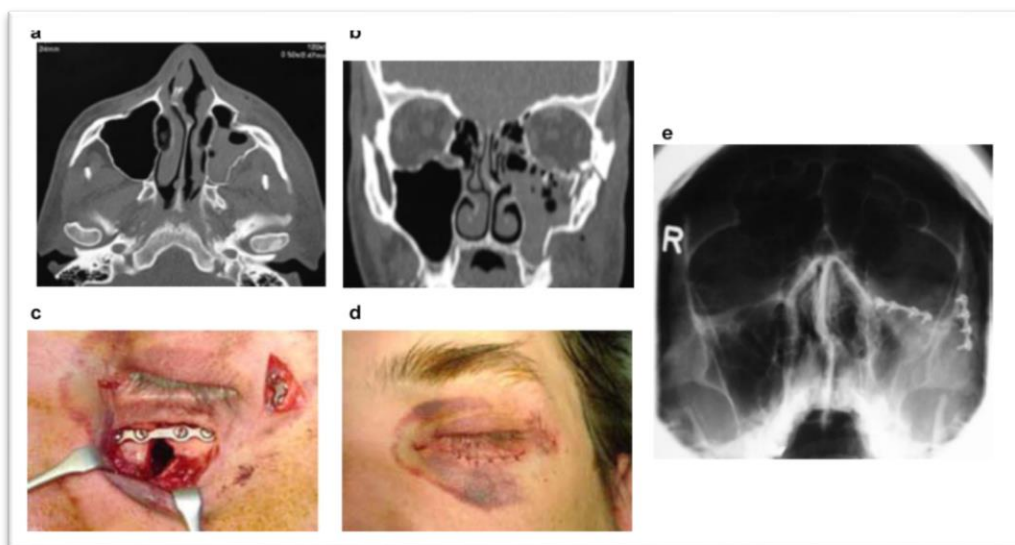


Figura 14 -Procedimento cirúrgico de uma fratura na face através do uso de micro-placas e parafusos de ligas de titânio: a) e b) Tomografia axial computadorizada com a demonstração da fratura; c e d) Demonstração da correção da fratura intra e pós-operatório; e) Avaliação pós-operatório por raio X (Neumann e Kevenhoerster 2009).

Quando o mecanismo de produção da fratura provoca perda de tecido ósseo, há necessidade de recorrer a substitutos ósseos, de modo a permitir a reconstrução da forma e função. Estes podem ser definidos como “todo o material de origem humana, animal, vegetal ou sintético, destinado à implantação no homem com a perspectiva de uma reconstituição do capital ósseo, para o reforço de uma estrutura óssea (Figura 15) ou para o preenchimento de uma perda de substância óssea de origem traumática ou

ortopédica (Figura 16) ” (Gutierrez et al. 2006). Nos casos em que existe perda, e a fratura óssea é grande, a regeneração por meio de material ósseo autólogo (colhido do próprio indivíduo) não ocorre, sendo necessário recorrer a um substituto ósseo sintético.

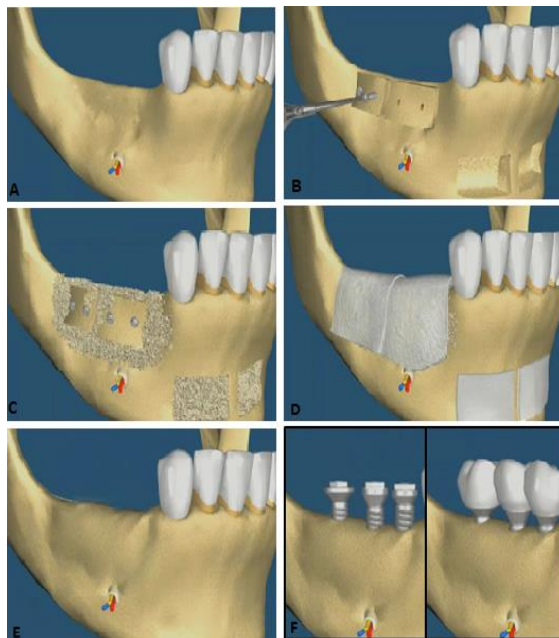


Figura 15 - Representação de várias etapas de uma cirurgia de reforço ósseo no maxilar, que recorre a um excerto ósseo autólogo na zona do queixo - adaptado de (mashpedia. 2013. "Enxerto ósseo autólogo". Youtube Vídeo. http://www.mashpedia.com/videoplayer.php?q=hv1hgEKb1_0&lang=pt).

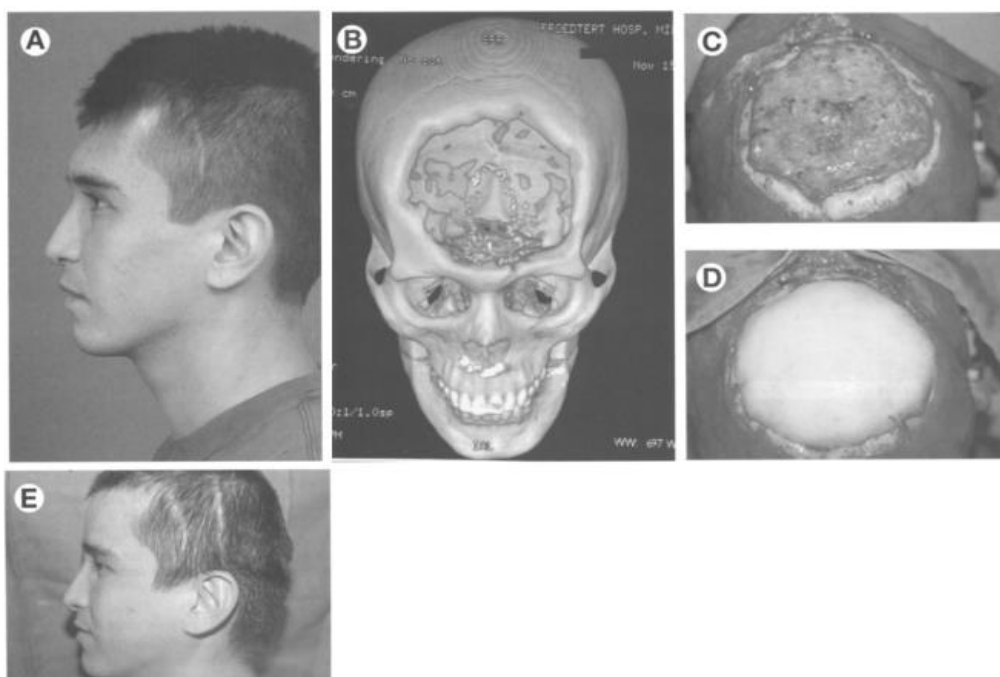


Figura 16 - Caso que apresentou necessidade de uma prótese: (A) Homem de 31 anos de idade, que apresenta um defeito ósseo frontal; (B) Imagem pré-operatória 3D CT Scan; (C) Imagem intra-operatória do defeito ósseo frontal; (D) Imagem intra-operatória da reconstrução do osso frontal recorrendo ao implante de prótese; (E) Restabelecimento do contorno da testa um mês depois da implantação (Gosain 2003).

2.3.3. Classificação dos Biomateriais

Os biomateriais utilizados para implantes cirúrgicos apresentam um papel fundamental na relação que criam com o corpo humano, sendo que a sua escolha deve ter em consideração as condições anatómicas e funcionais do órgão ou tecido a substituir. Em particular, quando o objetivo é identificar o biomaterial ideal para a reconstrução do esqueleto CMF, vários critérios devem ser cumpridos (Gosain 2003), tais como:

- 1) Biocompatíveis com os tecidos circundantes/adjacentes, não provocando resposta inflamatória ou resposta a corpo estranho;
- 2) Radiopacos/radiolúcentes para que a sua identificação seja facilmente possível através de meios radiológicos;
- 3) Facilmente moldáveis de modo a que a sua forma seja ajustada à deformidade;
- 4) Capazes de manterem o seu volume após implantação, por um longo período de tempo;
- 5) Osteoativos, capazes de induzir a substituição do biomaterial por osso a uma velocidade igual à reabsorção biomaterial (tempo de formação do osso ser igual ao tempo de reabsorção/destruição do biomaterial);
- 6) Prontamente disponível.

Como forma de averiguar estas características nos materiais, é possível recorrer a uma classificação existente dos biomateriais nas suas diferentes classes, sendo a dos materiais metálicos, poliméricos, cerâmicos, compósitos e naturais (Tabela 2).

Tabela 2 - Classificação dos biomateriais e suas vantagens e desvantagens para aplicações médicas (Smith e Hashemi 2013; Araújo 2012; Callister e Rethwisch 2007; Rocha 2010).

	Materiais	Vantagens	Desvantagens
Classificação dos biomateriais	Metálicos		
	Aços Inoxidáveis	- Excelentes propriedades mecânicas; - Resistentes á fratura; - Dúcteis; - Radiopacos;	- Sensíveis à corrosão - Excessiva rigidez comparada com o osso; - Alta densidade;
	Ligas de CoCr		
	Ti e ligas de Ti		
	Ouro		
	Prata		
	Platina		
	Poliméricos		
	Silicone	- Versatilidade; - Resistência Média; - Baixa densidade; - Dúcteis; - Biodegradáveis; - Baixa condutividade elétrica;	-Baixas propriedades mecânicas; - Podem degradar-se;
	Polietileno (PE)		
	Poliéster (PS)		
	Poliuretano (PU)		
	Polycarbonato (PC)		
	Polimetilmetacrilato (PMMA)		

	Politetrafluoretileno (PTFE)		
	Poli-eter-eter-cetona (PEEK)		
	Cerâmicos		
	Vidros bioativos	<ul style="list-style-type: none"> - Elevada Biocompatibilidade; - Resistência à compressão; - Inertes - Boa aderência ao osso; - Resistência a corrosão; 	<ul style="list-style-type: none"> - Natureza frágil; - Baixa resistência ao impacto; - Processamento difícil;
	Sulfato de Cálcio		
	Óxido de Alumínio		
	Carbono		
	Colagénio		
	Fosfato Tricálcio (TCP)		
	Hidroxiapatita (HA)		
	Compósitos		
	PE/HA	<ul style="list-style-type: none"> - Biocompatíveis - Elevada Resistência - Boa resistência à corrosão 	- Processamento difícil
	PP/CF		
	PEEK/CF		
	PMMA/HA		
	Naturais		
	Colagénio/gelatina	- Excelente biocompatibilidade	
	Celulose		
	Quitina		
	Ácido-hialurónico		

De entre estas classes apresentadas, a classe dos materiais metálicos é a que mais se destaca na fabricação de implantes devido às suas excelentes propriedades mecânicas, tais como elevada resistência à tração, elevada tenacidade, dureza, conformabilidade e características de biocompatibilidade. Mas estes também apresentam limitações como por exemplo o facto de serem materiais propícios ao aparecimento de corrosão e com elevada rigidez, no entanto de entre os vários metais, uns apresentam melhores características que outros.

Assim, ao longo desta dissertação o estudo estará focado na classe dos biomateriais metálicos, onde o estudo das diferentes características dos metais se tornará o passo chave para a possível identificação do material ideal para o fabrico de próteses CMF.

2.3.3.1. Metais e Ligas Metálicas

São cada vez mais os metais e as ligas metálicas utilizados em equipamentos médicos que se encontram sujeitos a elevados níveis de carga, em particular na produção de implantes. Graças aos resultados satisfatórios que estes têm vindo a apresentar ao longo dos tempos, foram classificados como “biomateriais” pelas normas da Sociedade Americana para Testes e Materiais (ASTM) e pela Organização Internacional para Normatização (ISO) apresentadas na Tabela 3 (Henrique Averaldo 2008).

Tabela 3 - Normas atribuídas a materiais metálicos pela Sociedade Americana para Testes e Materiais (ASTM) (Giordani, Ferreira, e Balancin 2007; Henrique Averaldo 2008).

	Normas dos Materiais metálicos utilizados na fabricação de Implantes		
	ISO	ASTM	Nota
Aços inoxidáveis austeníticos	ISO 5832-9	ASTM F 138	Classe especial do aço AISI 316L para aplicações médicas
Liga CoCrMo	ISO 5832-4	ASTM F75	
TiCp	ISO 5832-2	ASTM F67	Titânio Puro (Grau 1, 2, 3 e 4)
Liga Ti-6Al-4V ELI	ISO 5832-3	ASTM F136	Titânio Ligado 6% de Alumínio e 4% de Vanádio (Grau 23)

Da diversidade destes metais, apenas alguns têm a propriedade de serem biocompatíveis e capazes de suportar as cargas e a fadiga para serem um implante de sucesso no corpo biológico (Gonçalves 2011)

No caso dos aços inoxidáveis austeníticos, estes são muito utilizados no fabrico de implantes ortopédicos por serem um material inerte e de elevada durabilidade. No entanto, apresentam alguns aspetos como baixa resistência mecânica na condição de recozido, e a suscetibilidade à corrosão localizada que limitam a sua implementação (Giordani, Ferreira, e Balancin 2007).

As ligas de CoCrMo por sua vez são amplamente utilizadas para dispositivos médicos e implantes, especialmente quando é necessária elevada rigidez ou um material altamente polido e extremamente resistente ao desgaste. São assim os materiais de escolha para aplicações como implantes de joelho, articulações de quadril e próteses dentárias por estarem a substituir elementos do corpo humano que sofrem elevados carregamentos e estão sujeitos à fadiga.

Já o titânio e as ligas de titânio são metais de alta resistência, leves e com excelente resistência à corrosão que proporcionam um leque de aplicações bem sucedidas, com altos níveis de desempenho e confiança nas cirurgias. Quanto ao titânio comercialmente puro, este está disponível em diferentes graus que são especificados pelas quantidades de C, O, H, N, e Fe presentes na sua composição (Tabela 4). Estes são selecionados tendo em conta requisitos como a resistência à corrosão, ductilidade e no emprego em causa.

Tabela 4 – Composição química do TiCp (ASTM F67) (Jovani 2010).

	Ti	C (max)	O (max)	N (max)	H (max)	Fe (max)
Grau 1	Bal	0.08	0.18	0.03	0.015	0.20
Grau 2	Bal	0.08	0.25	0.03	0.015	0.30
Grau 3	Bal	0.08	0.35	0.05	0.015	0.30
Grau 4	Bal	0.08	0.40	0.05	0.015	0.50

A liga de grau 5, Ti6Al4V, é das ligas de titânio mais utilizadas, pois possui excelentes propriedades mecânicas. De notar que tanto o TiCp Gr2 como esta liga são uma das escolhas ideais para implantes pois apresentam uma excelente biocompatibilidade, especialmente quando é necessário contato direto com o tecido ou osso do indivíduo (Arcam 2013).

Como forma de compreender melhor as características destes materiais, é possível classificar os biomateriais metálicos, utilizados na área médica, em três grandes grupos: o dos aços inoxidáveis austeníticos, o das ligas de CoCr e o grupo do titânio e suas ligas. Estes como se tem visto apresentam vantagens e desvantagens (Tabela 5) e diferentes propriedades físicas e mecânicas (Tabela 6) e (Tabela 7) que se encontram mais detalhadas nos anexos A, B, C e D.

Tabela 5 - Vantagens e desvantagens dos três grandes grupos de biomateriais metálicos (Ferneto 2014; Rodrigues e Martins 2010; Gonçalves 2011)

Materiais	Vantagens	Desvantagens
Aços inoxidáveis austeníticos	<ul style="list-style-type: none"> - Material Inerte; - Elevada capacidade de deformação plástica; - Relação custo/benefício favorável; - Durabilidade; 	<ul style="list-style-type: none"> - Baixa resistência mecânica, na condição de recozido; - Suscetibilidade à corrosão localizada;
Ligas de CoCr	<ul style="list-style-type: none"> - Resistência ao desgaste; - Resistência à corrosão; - Resistência à fadiga; 	<ul style="list-style-type: none"> - Não é biocompatível; - Elevado módulo de elasticidade;
Titânio e suas Ligas	<ul style="list-style-type: none"> - Biocompatibilidade; - Resistência à corrosão; - Baixo módulo de elasticidade; - Resistência a fadiga; - Leveza; - Não cancerígeno; 	<ul style="list-style-type: none"> - Resistência ao desgaste; - Resistência a tensão de corte; - Custo;

Tabela 6 – Propriedades do aço inoxidável austenítico, ligas de CoCrMo, TiCp Gr2 e Ti6Al4V - adaptado de (CES EDUPACK 2013).

Descrição	Aço inoxidável austenítico	Liga de CoCrMo	TiCp Gr2	Ti6Al4V
Preço (€/kg)	3,25-3,57	23,5-25,8	9,54-10,5	19,9-21,9
Densidade (Kg/m ³)	7900	8360	4510	4430
Ponto de Fusão (°C)	1400-1450	1240-1470	1670	1610-1660
Dureza (HV)	195-217	363-402	155-165	332-366
Tensão de rotura (MPa)	550-750	1290-1420	345-490	869-336
Tensão limite de elasticidade (MPa)	270-290	760-839	275-360	786-898

Extensão após rutura (%)	40-55	25-29	20-26	8-10
Módulo de Elasticidade (GPa)	195-205	235-247	100-105	113-115
Resistência à fadiga (MPa) – tensão máxima ao fim de 10^7 ciclos	277-307	342-378	245-296	634-688
Resistência à fratura (MPa.m ⁵)	54-70	100	55-60	104-114
Condutividade térmica (W/m.°C)	16,2	12,3-13,3	16,3-18	8.73-8.91
Coefficiente de expansão térmica ($\times 10^{-6}K^{-1}$)	16.5-17.5	12.5-13.1	8,5-9,3	8.7-9.1
Potencial de corrosão (mV),pH7	-16 a -8	-22 a -14	-10 a -2	-12 a -4

Tabela 7 -Propriedades dos biomateriais metálicos (Parthasarathy 2009).

Características	Aço Inoxidável	Co-Cr-Mo	Titânio
Rigidez	Alta	Média	Baixa
Resistência	Média	Média	Alta
Resistência a corrosão	Baixa	Média	Alta
Biocompatibilidade	Baixa	Média	Alta

De entre os biomateriais apresentados da classe dos metais, o titânio é o que mais se destaca para o desenvolvimento de próteses CMF pois é um material biocompatível, inerte, não cancerígeno, resistente à corrosão, resistente à fratura por fadiga, esterilizável, compatível com RM e TC e cria interação com os tecidos vivos, fatores essenciais para a substituição de partes do esqueleto craniano.

Alguns fatores classificados como desvantagens do titânio, para aplicações em próteses CMF não se aplicam. É o caso do módulo de elasticidade do titânio que apesar de assumir o valor mais baixo dos metais, ainda é aproximadamente cinco vezes o valor do osso cortical (7-30 GPa) (Rocha 2010). Outro exemplo está relacionado com o alto coeficiente de fricção apresentado por este que em casos onde uma parte de osso está em atrito com o implante ou se duas superfícies do implante estiverem em contato sob condições de movimento e atrito, provocam a formação de algumas partículas provenientes do desgaste. Uma vez que as próteses CMF não estão sujeitas a grandes condições de movimento ou atrito, este fator não se torna prejudicial.

Pode afirmar-se assim que o titânio se aproxima do tipo de “implante ideal”, que deve ser inerte, não tóxico, não antigénico, não cancerígeno e facilmente moldável para se obter a forma e consistência desejada (Janecka 2000). Mas a razão mais importante para o titânio ser a escolha preferencial em implantes é graças à sua propriedade única de osteointegração, isto é provoca a ligação direta, estrutural e funcional, entre o osso vivo e a superfície de um implante (Parthasarathy 2009).

2.3.4. Análise do Mercado Mundial

Com os avanços da tecnologia e com o emergir da utilização de biomateriais inovadores, o estudo do seu desempenho e a procura de aplicações tem sido cada vez maior.

É estimado que o mercado mundial dos biomateriais atinga em 2017 os 88,4 mil milhões de euros, o que representa uma taxa de crescimento anual médio de 15%, visto que em 2012 o valor atingido foi de 44 mil milhões de euros (Figura 17). Este mercado global é dominado neste momento pela América do Norte, seguido pela Europa, Ásia e Resto do Mundo. É esperado que a América do Norte continue a liderar o mercado dos biomateriais nos próximos anos, seguida da Europa (MarketsAndMarkets 2013b).

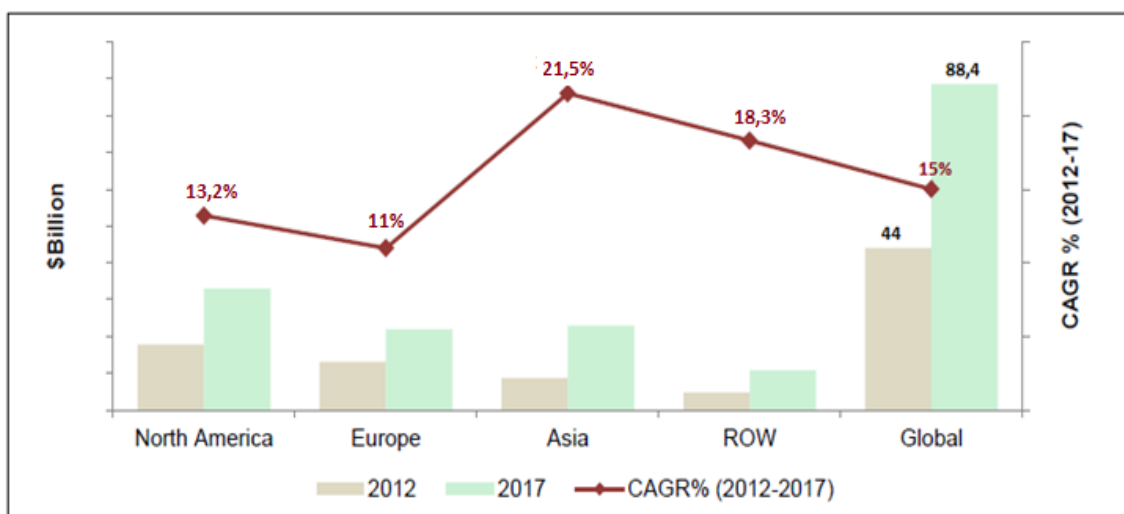


Figura 17 - Mercado global dos biomateriais por localização no mundo 2012-2017 (MarketsAndMarkets 2013b).

São vários os fatores que estão a impulsionar este crescimento como:

- Avanços tecnológicos;
- Conferências e atividades relacionadas com a investigação;
- Workshops nos avanços da prototipagem rápida de Biomateriais;
- Aumento das aplicações dos biomateriais;
- Crescimento da cirurgia plástica, das técnicas de cicatrização de feridas e das áreas como engenharia de tecidos, oftalmologia e neurologia;
- Crescente número da população envelhecida e a envelhecer: “Mais do que 22% da população mundial em 2050 deverá ser superior a 60 anos”.

Todos estes pontos referidos levam a um aumento dos investimentos, financiamentos e subsídios por parte das entidades governamentais sendo bastante benéficos em termos de receita e crescimento do mercado global (MarketsAndMarkets 2013b).

Na Tabela 8 são apresentados os valores de crescimento mundial dos Biomateriais por localização no mundo a uma taxa composta de crescimento anual (CAGR).

Tabela 8 - Mercado global dos biomateriais por localização no mundo entre 2010 a 2017 em mil milhões de euros (MarketsAndMarkets 2013b).

Região	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	CAGR% (2012-2017)
América do Norte	14.01	15.76	17.69	20.18	22.73	25.94	29.46	32.92	13.2
Europa	10.63	11.58	13.02	14.56	16.10	17.32	19.00	21.94	11.0
Ásia	5.75	7.25	8.67	10.42	12.91	15.98	19.46	22.92	21.5
Resto do Mundo	3.04	3.76	4.62	5.41	6.40	7.62	9.00	10.71	18.3
Total	33.44	38.34	44.00	50.57	58.14	66.86	76.91	88.49	15.0

Como se constata na tabela o mercado norte-americano dos biomateriais foi avaliado em 17,69 mil milhões de euros no ano de 2012 e é estimado um crescimento a uma taxa de 13,2% entre 2012 a 2017 que pode chegar aos 32,92 mil milhões de euros em 2017. Este crescimento é impulsionado principalmente pelo aumento dos investimentos por parte do governo, e pelo elevado crescimento da população envelhecida, que são o principal consumidor de biomateriais.

Já o mercado europeu foi avaliado em 13,02 mil milhões de euros no ano de 2012, e está previsto que este cresça a uma taxa anual de 11,0% com um enriquecimento previsto de 21,94 mil milhões de euros para 2017 devido ao aumento de atividades de investigação realizadas na Europa.

O mercado asiático, no entanto, deve crescer a uma taxa anual média significativa de 21,5% para atingir os 22,92 mil milhões de euros em 2017. Países como a China, a Índia e o Estado de Taiwan são os pontos fulcrais para o crescimento dos biomateriais no mercado asiático. Isto é motivado pelo crescente número de idosos, pelo elevado número de atividades relacionadas com a investigação, colaborações conjuntas, e pelo aumento de conferências e workshops que ocorrem neste continente.

Outra análise importante no estudo de mercado dos biomateriais é a evolução dos diferentes tipos de biomateriais metálicos, cerâmicos, poliméricos e naturais. Os metais até ao ano de 2012 dominavam o mercado global com uma percentagem de 31%. No entanto, a elevada procura e pesquisa contínua de polímeros biocompatíveis está a projetar o seu crescimento a uma taxa anual de 22,1%, sendo estimado que em 2017 estes apresentaram uma percentagem 39,1% do mercado total, (Tabela 9) (MarketsAndMarkets 2013b).

Tabela 9 - Mercado global dos biomateriais por tipo entre 2010 a 2017 em mil milhões de euros (MarketsAndMarkets 2013b).

Tipo	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	CAGR% (2012-2017)
Metais	11.30	12.42	13.64	14.98	16.41	17.96	19.61	21.37	9.4
Cerâmicos	8.68	9.97	11.44	13.11	15.00	17.11	19.49	22.14	14.1
Polímeros	8.48	10.41	12.76	15.63	19.12	23.34	28.43	34.57	22.1
Naturais	4.98	5.54	6.16	6.85	7.61	8.45	9.38	10.40	11.0
Total	33.44	38.34	44.00	50.57	58.14	66.86	76.91	88.49	15.0

Os polímeros são já utilizados em aplicações médicas, tais como, cirurgia ortopédica, na cicatrização de feridas, na engenharia de tecidos, neurologia, oftalmologia e outros, mas o fator biocompatibilidade tem limitado as suas aplicações em grande escala.

Todos estes biomateriais têm apresentado um papel fundamental na medicina, melhorando as condições de vida de muitos seres humanos. São diversas as especialidades médicas que recorrem a estes materiais provocando um aumento destes no mercado. A título de exemplo, a especialidade que mais tem recorrido a biomateriais é a cardiovascular que atingiu um valor de 15,18 mil milhões de euros 2012 (Tabela 10).

Tabela 10 - Mercado global dos biomateriais, por aplicações entre 2010 a 2017 em mil milhões de euros (MarketsAndMarkets 2013b).

Tipo	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	CAGR% (2012-2017)
Cardiovascular	11.38	13.14	15.18	17.55	20.29	23.45	27.11	31.34	15.6
Ortopédico	11.53	13.17	15.05	17.23	19.73	22.59	25.86	29.61	14.5
Dentário	3.31	3.72	4.18	4.70	5.29	5.95	6.70	7.53	12.5
Cirurgia Plástica	2.68	3.16	3.74	4.43	5.25	6.22	7.37	8.73	18.5
Cicatrização de Feridas	1.59	1.87	2.20	2.59	3.05	3.60	4.24	4.99	17.8
Regeneração Tecidual	0.88	0.98	1.10	1.23	1.38	1.55	1.73	1.94	12.0
Oftalmologia	0.54	0.60	0.66	0.73	0.81	0.90	1.00	1.11	10.8
Distúrbios Neurológicos Sistema Nervoso Central	0.47	0.52	0.57	0.63	0.70	0.78	0.86	0.95	10.7
Outros	1.06	1.18	1.32	1.47	1.64	1.83	2.05	2.29	11.6
Total	33.44	38.34	44.00	50.57	58.14	66.86	76.91	88.49	15

2.4. O Titânio no Fabrico de Próteses

O titânio comercialmente puro é um material que apresenta uma combinação única de resistência, peso, leveza, resistência à corrosão e não apresenta riscos de reações alérgicas. Como tal tem sido o material de seleção para aplicações médicas em particular no desenvolvimento de próteses.

O titânio já há algumas décadas que demonstrou ser o material metálico mais adequado para uso em cranioplastias, sendo que atualmente o titânio e suas ligas constituem a quase totalidade dos dispositivos de fixação, malhas dinâmicas e em alguns casos, próteses inteiras (Araújo 2012).

Nos estudos da presente tese o titânio foi o material de eleição, tendo sido utilizado na forma de chapa e malha metálica.

2.4.1. Malhas Metálicas e Chapa

A reconstrução funcional e estética após uma cirurgia oncológica, um traumatismo, ou a reparação de uma deformidade congénita estão diretamente relacionadas com a qualidade de vida de uma pessoa. Vários transplantes de tecido autólogo de reconstrução e biomateriais têm vindo a ser usados ao longo de muitos anos, mas têm apresentado várias limitações como por exemplo, a disponibilidade restrita, a dificuldade de contornos tridimensionais e a tolerância e aceitação de tecidos moles. Só recentemente surgiram novos materiais que vieram ajudar a preencher estas lacunas tais como: chapas de titânio de espessuras finas, malhas de titânio 2D, 3D e o polietileno poroso (Figura 18).



Figura 18 - Placa de polietileno poroso puro para pavimento orbitário da empresa SynPOR (<http://www.synthes.com/sites/intl/BR/portuguese/Documents/10229340240.pdf>).

As malhas metálicas "standard" (2D), compostas por barras de conexão em linha reta entre os furos, são fáceis de usar para contornos bidimensionais, mas quando a geometria envolve arestas vivas, é aconselhável recorrer a malhas metálicas 3D. As malhas metálicas que apresentam contornos tridimensionais têm a vantagem de aumentar a estabilidade e a rigidez do implante, melhorando a sua flexibilidade à compressão, distensão e flexão em várias direções. Estas características diminuem a probabilidade de ocorrerem deformações provocadas por forças externas e/ou internas (ex: contração da cicatriz, tração muscular) (Janecka 2000).

Mas mesmo com a utilização de malhas metálicas 3D, o problema das arestas vivas não é totalmente colmatado, fazendo com que em certos casos, após alguns meses da intervenção cirúrgica, ocorra exposição da malha. Isto acontece por não se dar a regeneração dos tecidos vivos em volta do implante. Como solução deste problema, surgiram as placas de polietileno poroso puro, que criam uma interface entre a placa metálica e os tecidos vivos (Figura 19). O polietileno poroso puro é um material de alta densidade que apresenta excelentes propriedades regenerativas, proporcionando uma maior estabilidade ao implante a longo prazo, e também limita as probabilidades de infecções subsequente.

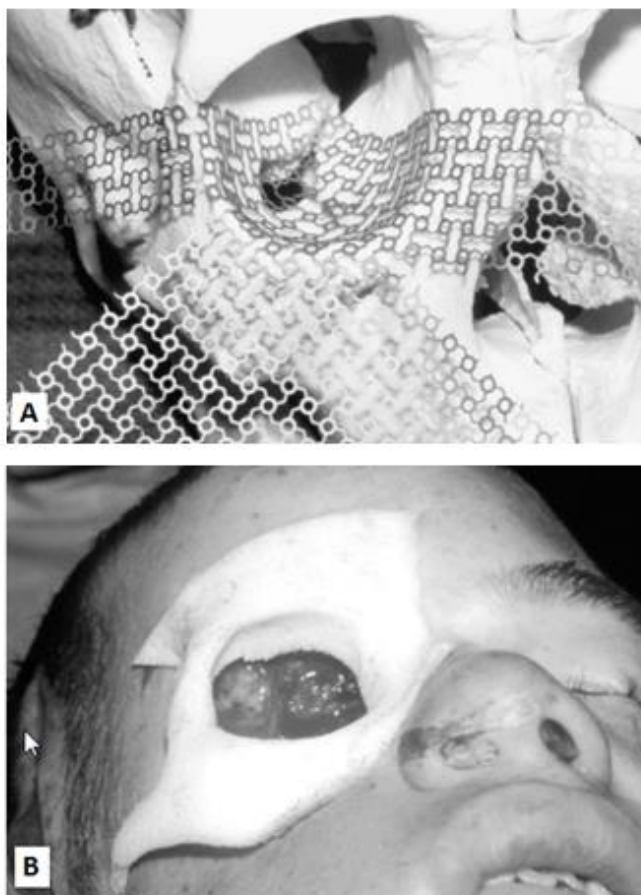


Figura 19 - (A) Contorno de uma malha de titânio sobre um modelo de crânio, abrangendo um defeito orbital; (B) Implante de revestimento de polietileno poroso puro moldado ao paciente antes de implantação (Janecka 2000).

2.4.1.1. Fornecedores Mundiais de Malhas Metálicas

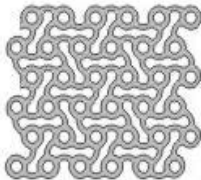
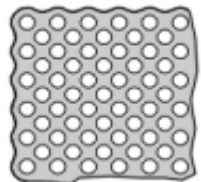
Com a descoberta da utilidade das malhas metálicas de titânio, são já várias as empresas que têm vindo a desenvolver e a aprofundar o seu estudo, com o objetivo de melhorar a interação do implante com os tecidos, de o tornar o mais leve possível e de permitir que o material seja conformado mais facilmente.

É possível encontrar diferentes empresas fornecedoras deste tipo de malhas espalhadas pelo mundo, como por exemplo: a *CONMET* na Rússia, a *Trimed®* na Turquia, a *O&M medical BIOMET*, *KLSmartin Group*, *BioCer* e *TRINON TITANIUM* na Alemanha, a *OSTEOMED* e a *TECOMET* nos Estados Unidos da América, a *Beijing Hengjie Medical Devices*, *Changzhou Meditech Trading Co.ltd* e a *Suzhou Youbetter Medical Apparatus Co.* na China.

➤ *CONMET*

CONMET foi uma das primeiras empresas na Rússia a entrar no mundo do desenvolvimento de ferramentas e implantes de titânio no ano de 1993, iniciando a sua conceção e produção graças a uma cooperação frutífera com líderes mundiais na produção de titânio (VSMPO, VIAM, et al.). Encontra-se cada vez mais direcionada para a área médica, desenvolvendo e inserindo no mercado sistemas complexos de implantação no corpo humano (*CONMET* 2013). Dedicada à produção de dispositivos médicos há mais de 20 anos, conta com o contributo de médicos e engenheiros, que projetam e desenvolvem produtos que ajudam a melhorar a qualidade de vida do ser humano. Em particular desenvolve implantes CMF, produtos de fixação para a coluna vertebral, e implantes dentários. Esta empresa encontra-se apta a vender para a Europa, graças às normas e certificados que apresenta (CE, ISO). Na Tabela 11 são apresentados dois tipos de redes metálicas comercializadas por esta firma.


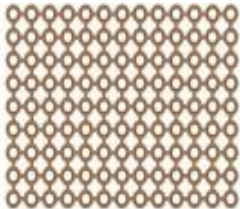
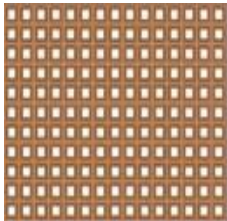
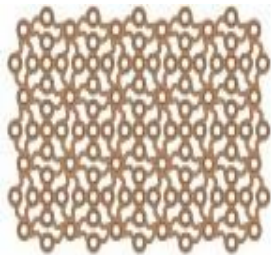
Tabela 11 - Tipos de redes metálicas comercializadas pela empresa *CONMET*, (Saidas Rafijevas, email recebido da gerente do sector de vendas e Marketing da *CONMET*, a 26 de Março de 2014).

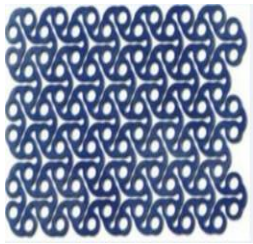
CONMET			
Tipos de redes metálicas de titânio	Espessura	Dimensões	Preço/Unid
Manually fitting mesh-plates 	0.6mm	120x120	400€
Mesh-plates Flat, Delicate 	0.6mm	100x100	165€
	0.3mm	100x100	195€

➤ **Beijing Hengjie Medical Devices**

Beijing Hengjie Medical Devices, fundada em 2012, é uma empresa chinesa concentrada na concepção e fabricação de implantes ortopédicos, instrumentos ortopédicos e outros produtos médicos. O seu centro de vendas internacional encontra-se situado em Pequim, e as suas linhas de produção na província de Jiangsu e na cidade de Tianjin. São várias as redes metálicas que esta empresa apresenta variando as suas geometrias e dimensões como se pode constatar na Tabela 12. Na produção das mini placas e redes metálicas, esta empresa utiliza o TiCp grau II e na produção dos parafusos standard é usado o Ti6Al4V. Respeita ainda as normas ASTM F67 e ASTM F136-2A na escolha do material.

Tabela 12 - Redes metálicas comercializadas pela empresa Beijing Hengjie Medical Devices (Michael, gerente regional da B.Hengjie Medical, email recebido, a 8 de Abril de 2014).


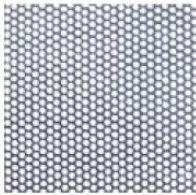
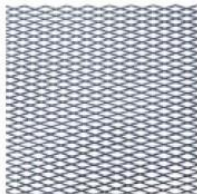
			
Tipos de redes metálicas de titânio	Espessura	Dimensões (mm)	Preço/unid
Circle hole Titanium Mesh (W0610) 	0.6mm	60*80	25€
		80*80	35€
		80*100	47€
		100*100	57€
		100*120	68€
		120*120	81€
		120*150	103€
		140*140	110€
		150*150	140€
Square hole Titanium Mesh (W0620) 	0.6mm	60*80	25€
		80*80	35€
		80*100	47€
		100*100	57€
		100*120	68€
		120*120	81€
		120*150	103€
		140*140	110€
		150*150	140€
Hard 3-D Titanium Mesh (W0630) 	0.6mm	35*35	15€
		45*45	18€
		60*90	28€
		90*90	44€
		90*100	49€
		100*100	57€
		90*127	63€
		100*127	70€
		127*127	91€
		127*150	110€

Soft 3-D Titanium Mesh (W0640) 	0.6mm	140*140	110€
		150*150	140€
		45*45	18€
		60*90	28€
		90*90	45€
		90*100	49€
		100*100	57€
		100*120	67€
		120*120	81€
		120*150	103€
		140*140	110€
		150*150	140€

➤ **Changzhou Meditech Trading Co.Ltd**

Changzhou Meditech Co.LTD. foi criada em 2005 é uma empresa que se encontra localizada na cidade de Changzhou, cerca de 200 km de Xangai, China. É uma empresa privada especializada na fabricação e exportação de implantes ortopédicos e instrumentos médicos. Os seus principais produtos são sistemas para a espinal medula, sistemas de bloqueio, placas de rede metálica para casos de traumatologia (Tabela 13) e sistemas maxilofaciais (MEDITECH 2013). Com certificação segundo a CE e a ISO 13485, exporta produtos para o Panamá, Argentina, Índia, Egito, Nicarágua, México, Costa do Marfim entre outros.



Tabela 13 - Redes metálicas comercializadas pela empresa Changzhou Meditech CO,LDA (David Zeng, trabalhador na Meditech Trading Co.,Ltd., email recebido, a 9 de Abril de 2014).

 MEDITECH CHANGZHOU MEDITECH CO., LTD.			
Tipos de redes metálicas de titânio	Espessura	Dimensões	Preço/Unid
Extra thin orbital floor plate (0210090102) 	0.2mm	100x100mm	76€
		120x120mm	109€
		150x150mm	170€
Extra thin orbital floor plate (0210020102) 	0.2mm	100x100mm	76€
		120x120mm	109€
		150x150mm	170€

➤ **Suzhou Youbetter Medical Apparatus Co.**

Suzhou Youbetter Medical Apparatus Co., Ltd. é uma empresa internacional de metalurgia fundada em 2004 em Jiangsu Yangzijiang, China. Esta está especializada no desenvolvimento, produção e venda de instrumentos médicos tais como parafusos, sistemas espinhais, redes metálicas (Tabela 14) e instrumentos cirúrgicos, seguindo todas as normas necessárias (Negócios 2013).

Tabela 14 - Redes metálicas comercializadas pela empresa *Suzhou Youbetter Medical Apparatus Co* (Anna Fan, gerente de vendas, email recebido, a 10 de Abril de 2014).

			
Tipos de redes metálicas de titânio	Espessura	Dimensões	Preço/Unid
Skull Titanium Mesh Related Screw:2.0mm titanium mesh 	0.6mm	50x50mm	23€
		60x60mm	33€
		70x70mm	45€
		80x80mm	58€
		90x90mm	76€
		100x100mm	94€
		110x110mm	115€
		120x120mm	136€
		130x130mm	160€
		140x140mm	186€
		150x150mm	214€

2.4.1.2.Fornecedores Mundiais de Chapa

O Titânio é um metal caracterizado por ter uma proporção resistência-peso mais alta do que qualquer outro metal e por apresentar alta resistência à corrosão.

Na sua forma pura o titânio é tão resistente quanto o aço e 45% mais leve. Já em relação com o alumínio apesar de ser 60% mais pesado, tem o dobro da sua resistência (ILUKA 2010). Características como estas têm levado a um forte aumento da utilização deste metal, sendo que segundo um relatório apresentado pela empresa *ROSKILL* em 2013, líder internacional em pesquisas de metais e minerais, é estimando um crescimento do fornecimento de titânio em cerca de 5% por ano até 2018 (*ROSKILL* 2013).

Atualmente pode-se contar com um enorme número de empresas fornecedoras de titânio que lutam diariamente para corresponder às necessidades em expansão deste material. Disponibilizam a sua matéria-prima em várias formas sendo uma delas em chapa. São de seguida apresentadas algumas destas empresas:

TIMET

Sediada em Exton PA, EUA, desde 1950 que a *TIMET* tem liderado a indústria em produtos fundidos e transformados, fornecendo quase um quinto da procura de titânio no mundo. São o único fornecedor com instalações de produção, tanto nos Estados Unidos como na Europa, apoiando a sua base de clientes multinacionais (TIMET 2014).

Vulcanium

Sediada em Hamilton, Ohio, EUA, *Vulcanium* é uma divisão especializada da *United Performance Metals*. Esta empresa serve principalmente três mercados distintos em aplicações aeroespaciais e de defesa, implantes médicos e instrumentos cirúrgicos e aplicações industriais (Vulcanium 2014).

Tico Titanium INC

Sediada em Wixom, Michigan, USA, há mais de 50 anos fornece as mais diversas indústrias. Esta reclama ser a detentora do inventário mais variado de Titânio na América armazenando na sua moderna sede com mais de 6000 metros quadrados de material (TICO 2014).

Goodfellow

A *Goodfellow* foi fundada na cidade de Londres no ano de 1946 e está localizada em Huntingdon, Inglaterra, onde se encontram os seus laboratórios de pesquisa, instalações de produção e oficinas. Esta empresa atualmente encontra-se representada em França, Alemanha, Estados Unidos e China (Goodfellow 2014).

Sediada em Sala Bolognese, Itália a *Titanium International Group Srl* pertence a *Sefa Holding Group Spa*, que é proprietária de outras duas empresas: a *SEFA Acciai Srl* (armazenista e distribuidora de aços ferramenta) e *SEFA Acciai Lavorazioni Meccaniche Srl* (trabalhos mecânicos e serviços de corte). A *Titanium International Group Srl*, tem hoje um acordo com o produtor *ThyssenKrupp VDM GmbH*, líder mundial na produção de titânio, para garantir o fornecimento desta matéria-prima para o setor aeroespacial. Esta fornece ainda para outras indústrias como por exemplo a indústria médica (TITANIUM 2014).

Esta empresa é também responsável pelo fornecimento de titânio no INEGI, sendo que o custo do mesmo está estipulado num valor de 60€ por quilo.

Não foi possível de alcançar outros custos referentes aos preços de chapas de titânio, devido à falta de informação disponível nos respetivos sites das empresas e por estes só serem disponibilizados pelas mesmas em circunstâncias de aquisição do material.

2.5. Análise das Matérias-Primas

As malhas e chapas de titânio podem caracterizar-se através de análise química, análise microestrutural, por medição de espessuras recorrendo a paquímetros digitais que revelam maior exatidão, e por determinação de dureza.

Na realização de uma análise microestrutural é fundamental saber que um metal é formado por uma multidão de pequenos volumes poliédricos designados por grãos, e limitados por superfícies chamadas de juntas de grão. Esta microestrutura granular é posta bem em evidência pela microscopia eletrônica ou pela microscopia ótica.

Na presente dissertação o metal de destaque é o TiCp. Este apresenta uma rede cristalina que é definida pela orientação aleatória dos diferentes grãos, sendo por isso o material denominado como policristalino. É também caracterizado como um material monofásico uma vez que todos os cristais que o constituem apresentam uma estrutura e uma composição idênticas (Barralis e Maeder 2005). Na Figura 20 são apresentadas algumas microestruturas do TiCp.

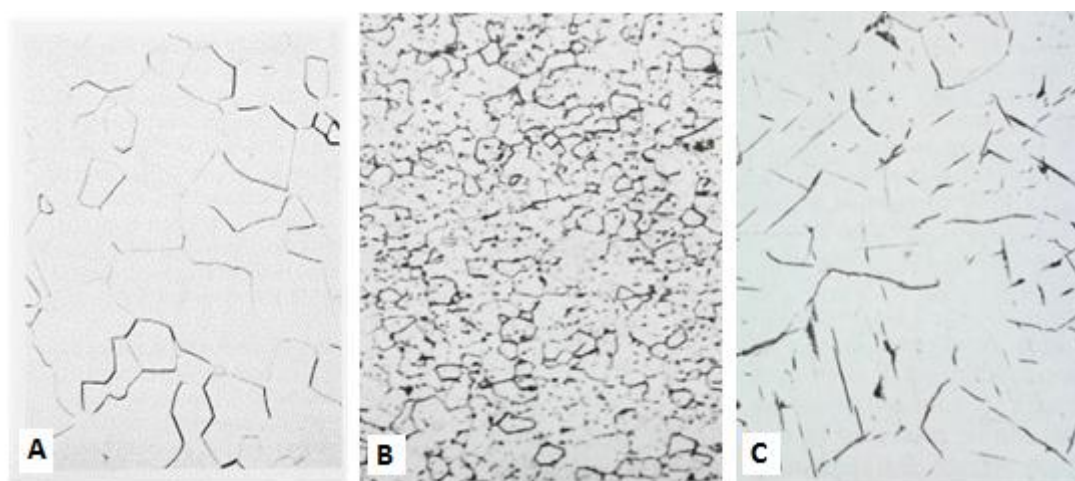


Figura 20 - (A) Grãos da fase α do titânio comercialmente puro (99.0%) e algumas partículas de TiH, de fase β provocadas por impurezas, depois de 700 °C/2h. Reagente Kroll. 250X; (B) Grãos da fase α do titânio comercialmente puro (99.0%) e algumas partículas de TiH, de fase β provocadas por impurezas, depois de 700 °C/2h. Reagente Kroll. 250X; (C) Grãos equidistantes recristalizados da fase α no titânio comercialmente puro depois de 850 °C/1h. Reagente Kroll. 250X, com uma hidrogenação de 230 ppm de H (Vander Voort, International, e Committee 2004).

Estes métodos de caracterização microestrutural serão utilizados ao longo do trabalho experimental nesta dissertação, sendo que não serão descritos aqui aprofundadamente, por já terem sido expostos em trabalhos anteriores levados a cabo no INEGI, como (Barrigana 2013; Araújo 2012; Félix 2008).

CAPÍTULO 3 - PROJETO DE PRÓTESES

3.1. Aquisição de Imagens Médicas

A evolução dos diferentes meios de aquisição de imagens médicas têm proporcionado aos clínicos, os meios necessários para a criação de avaliações minuciosas, detalhadas e de elevado rigor da estrutura e função anatômica de um paciente. Perante cada caso clínico que surge, um médico deve basear a sua escolha na utilização de técnicas de *Imagiologia médica* de acordo com a precisão da imagem que pretende obter tendo em conta as necessidades específicas do doente.

“A imagiologia é sem dúvida a especialidade da medicina mais dependente da tecnologia, tendo sido nos últimos anos, alvo de mudanças espantosas. A utilização dos computadores, e as inovações técnicas constantes têm mudado os equipamentos e o ambiente de trabalho e influenciado o papel da imagiologia no diagnóstico e tratamento da doença” (Pisco 2003).

A Física da imagiologia é vista como um processo global de criação e visualização de uma imagem de diagnóstico. Esta ciência cobre as importantes modalidades da imagem médica tais como: radiografia, fluoroscopia, mamografia, angiografia digital, tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM), medicina nuclear, ecografia, entre outras onde é necessário conhecimentos básicos:

- Dos parâmetros de qualidade de imagem: ruído, resolução espacial e contraste;
- De como a qualidade da imagem é afetada pelas técnicas imagiológicas;
- De como avaliar os equipamentos comerciais em termos da sua capacidade de realizar os exames requeridos para os pacientes;
- Da dose de radiação e dos riscos associados com a exposição radiológica;
- De como comunicar com os físicos, médicos e pessoal da manutenção no que diz respeito a problemas com a imagem.

O critério de seleção dos exames deve ser rigoroso, fundamentado na suspeita clínica de uma dada situação e tendo em atenção as possibilidades diagnósticas de cada método. Nessa seleção é de extrema importância ter em conta o *contraste radiográfico* que se irá obter. Este depende sempre do comportamento de absorção dos tecidos, face aos raios X ou radiação ionizante, estando dependente do número atômico, da concentração molecular e da espessura do tecido.

Por vezes é necessário recorrer a meios de contraste externos que são introduzidos nas cavidades ou órgãos ou são injetados em artérias e veias (Pisco 2003). Pode-se assim falar em dois tipos de contraste:

- **Contrastes positivos:** São classificados como compostos moleculares de estruturas com átomos de elevado número atômico, que absorvem maior quantidade de radiação do que os órgãos ou tecidos adjacentes como é o caso do bário e o iodo (Figura 21);
- **Contrastes negativos:** São conhecidos como compostos de baixa densidade e baixo número atômico, de que são exemplos o ar o oxigênio e o dióxido de carbono.

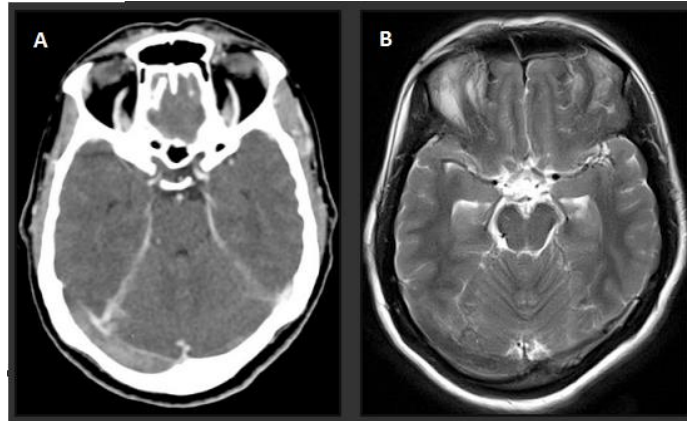


Figura 21 - Tomografia em plano axial do seio sagital superior: (A) Sem contraste (B) Com contraste positivo (Scan, Blog. 2011. Trombose Venosa Cerebral. http://bioimagem.blogspot.pt/2011_08_01_archive.html).

Neste capítulo, serão focados os métodos mais utilizados no estudo do crânio, que são a Radiografia, a TC e a RM. Estas técnicas de imagiologia utilizam ondas eletromagnéticas, e têm a capacidade de criar um conjunto de imagens transversais do corpo humano possibilitando a leitura de informações diferenciadas.

3.1.1. Radiografia

Uma Radiografia é uma imagem que funciona com base na absorção da radiação X pelos tecidos do corpo produzindo uma espécie de sombra. A radiação X é produzida quando elétrons com altas energias, produzidos no interior de um tubo de raio X, são travados pela matéria (Figura 22) (Pisco 2003).

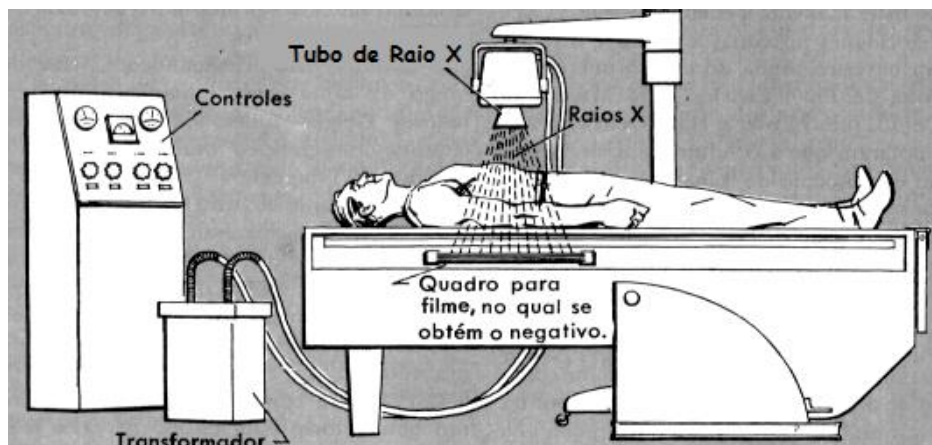


Figura 22 - Processo de obtenção de uma radiografia simples - adaptado de (<http://tecnologiaaplicadaemsala.blogspot.pt/>).

Quando se recorre a este tipo de radiação para obter imagens médicas é usado um tubo de raio X que é constituído por uma ampola de vidro em vácuo onde se encontram no seu interior dois eletródos de tungsténio, um ânodo (pólo positivo) e um cátodo (pólo negativo) revestido por uma camada de óleo, responsável pelo arrefecimento da ampola, e por chumbo que desempenha funções de proteção contra a radiação X (Figura 23)

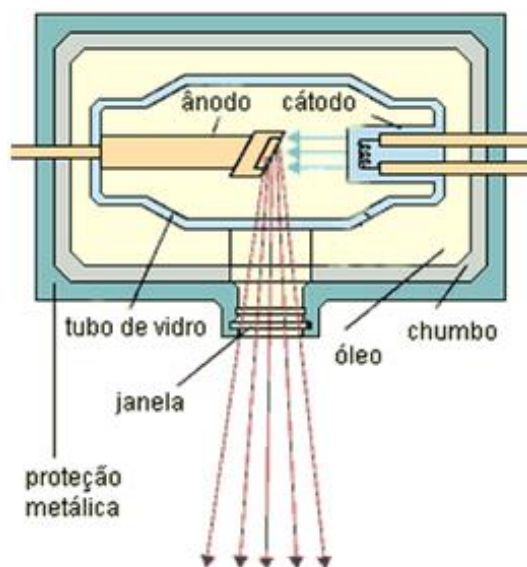


Figura 23 - Representação do tubo de raios X (<http://fisicamedbio.blogspot.pt/2012/04/producao-de-raios-x.html>)

A qualidade do resultado final de uma imagem radiológica está dependente do objeto que o feixe de raio X tem de atravessar. Assim, materiais densos como o osso e os metais absorvem intensamente os raios X, pois apresentam um número atómico muito alto, aparecendo na imagem com ótima resolução. Por outro lado, o ar, com densidade atómica e número atómico baixos não absorvem os raios X (Marques 2013).

Hoje em dia existem diferentes tipos de radiografias, entre elas a radiografia simples e a digital, onde uma das grandes diferenças está relacionada com o método de obtenção da imagem. Na radiografia simples, a imagem é captada por impressão de uma película fotográfica sensível aos raios X, que tem de ser revelada posteriormente para poder ser vista. No caso da radiografia digital, a imagem em vez de ser captada em filme, é convertida em luz visível por meio de um intensificador de imagem e é apresentada num ecrã ou então digitalizada para poder ser trabalhada e armazenada num computador (Pisco 2003).

No que respeita à radiologia convencional (obtenção uma radiografia de uma determinada zona do corpo sem usar nenhum tipo de contraste) é vastamente utilizada como primeira abordagem ao doente dado o seu baixo custo, facilidade de execução e fácil visualização.

3.1.2. Tomografia Computorizada (TC)

Tomografia deriva dos termos gregos *tomos*, que significa “volume”, expressando a ideia de “uma parte” e *grafein* que significa “escrever” ou “registrar”. A tomografia computadorizada funciona com o mesmo princípio das radiografias tradicionais, divergindo no momento da aquisição da imagem, onde esta é reconstruída por um computador que permite transformar a informação da radiação transmitida em imagens seccionais (Figura 24).



Figura 24 - Representação do momento de aquisição de uma tomografia computadorizada (Câmara 2012).

Descrita inicialmente em 1973 por Godfrey Hounsfield, a tomografia computadorizada “consiste na reconstrução por processos de computação dos dados obtidos mediante varrimentos sucessivos de uma mesma região por um feixe de radiação X, com alteração sucessiva das posições relativas feixe-objeto”. A imagem assim obtida representa um corte localizado, normalmente definido como uma fatia, que apresenta uma determinada espessura que pode variar entre 1 a 10 mm. Estes valores tornam-se vantajosos pois são suficientemente pequenos para, na maior parte das situações, evitar o aparecimento de artefactos significativos e indesejados (Pisco 2003).

Inicialmente só era possível obter imagens axiais, ou com ligeiros ângulos a partir da posição axial (Figura 25 A), mas com o surgimento de novas técnicas de leitura espiral e helicoidal (Figura 25 B) é possível adquirir um volume maior e com imagens noutros planos. Com a entrada desta nova técnica, da antiga designação de tomografia axial computadorizada (TAC) passou a designar-se somente tomografia computadorizada (TC) pois a sua aquisição helicoidal permite a obtenção não de uma fatia, mas de um volume (Marques 2013).

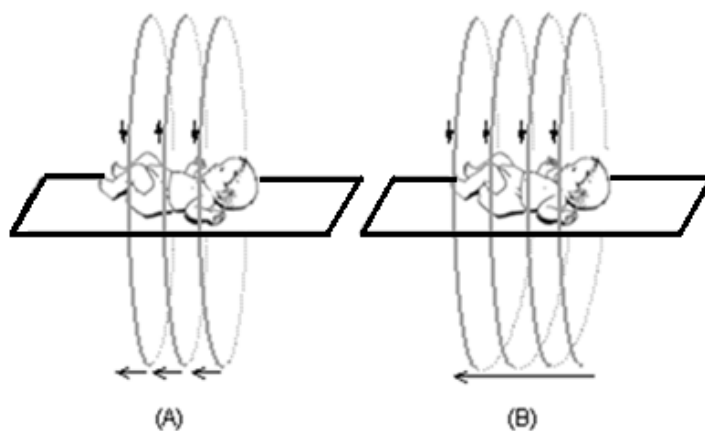


Figura 25 - Dois tipos de TC: (A) convencional (axial); (B) helicoidal - adaptado de (Câmara 2012).

Gerações dos aparelhos de Tomografia:

- 1ª Geração – 1 detetor, cortes de vários minutos, feixe retilíneo único, tempo de 4 a 6 minutos;
- 2ª Geração – 5 a 50 detetores, cortes de 6 a 20 segundos, pequeno feixe de raio x;
- 3ª Geração – 260 a 520, cortes de 3 a 8 segundos, rotação conjunta do tubo e detetores;
- 4ª Geração – 300 a 1000 detetores, cortes de 1 a 4 minutos, múltiplos detetores fixos, dispostos em anel;
- 5ª Geração (Helicoidal) – Rotação contínua, movimento de translação da mesa, tempo de sub-segundo na aquisição, tubo com apenas um foco, uma fila de detetores, reconstrução instantânea, ilimitada capacidade calorífica do tubo;
- 6ª Geração (Multi-slice) – Rotação do tubo, dupla fila de detetores (mais de 1000), redução do tempo de scanner, elevada resolução da imagem, em que diminui os artefactos causados pelos movimentos respiratórios, peristálticos e até de batimentos cardíacos (Santos e Nacif 2009).

Nesta ultima geração, a Tomografia Computadorizada “multi-slice” (Figura 26) veio revelar uma grande evolução em relação à tomografia computadorizada convencional. A sua grande diferença está presente na capacidade de esta conseguir adquirir imagens com espessuras submilimétricas no plano axial, que possibilitam a reconstrução das imagens noutros planos (Câmara 2012).

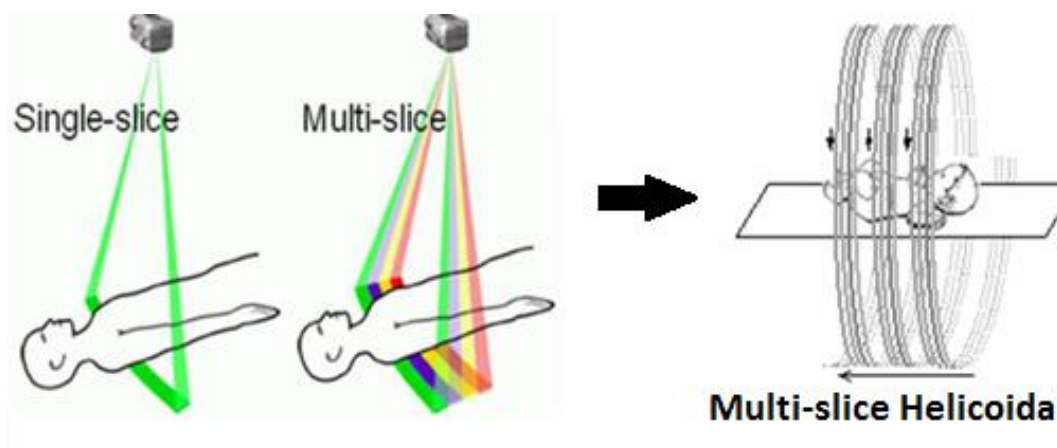


Figura 26 -Esquema da evolução de aquisição de imagens TC recorrendo a multi-slices - adaptado de (Câmara 2012).

Este equipamento tem a capacidade de fornecer múltiplas imagens em apenas um disparo proveniente do tubo de raio X, representando uma maior facilidade e agilidade na execução do exame diagnóstico. São compostos por mais de 1000 detetores que proporcionam tempos de corte muito baixos e imagens com qualidade elevada por

se conseguir reduzir os artefactos causados por movimentos respiratórios, peristálticos e até por batimentos cardíacos (Santos e Nacif 2009).

Através da radiação emitida durante uma TC, uma imagem é criada numa escala de cinzentos em que cada pixel desta corresponde a diferentes níveis de absorção de raios X. A cada pixel é atribuído um valor numérico denominado de número de TC e encontra-se expresso em unidades Hounsfield (UH), sendo que o osso apresenta o valor mais elevado de Hounsfield quando comparado com a pele e com os tecidos moles, pois absorve a maior parte da radiação. Atualmente, estas imagens são obtidas com 12 bits por pixel de resolução o que representa uma escala com 4096 níveis de cinzento.

Na Tabela 15 é apresentada uma lista que aproxima a respetiva escala de cinzentos a determinados elementos. As tonalidades da imagem podem ser ajustadas posteriormente, através de softwares específicos, com o intuito de destacar tecidos de densidade semelhante, para assim, a partir de múltiplas imagens das secções transversais do corpo ser possível reconstruir imagens tridimensionais (Gonçalves 2011).

Tabela 15 - Lista que aproxima a escala de cinzentos às diversas densidades apresentadas por diferentes elementos presentes numa TC, com valores de atenuação em unidades Hounsfield (UH) - adaptado de (Gonçalves 2011; Parthasarathy 2009; Câmara 2012).

Densidade na TC	Valores de atenuação Número CT (HU)	Imagem no filme
Osso	+1000	Branca
Fígado	40 a 60	Cinza Médio
Massa Branca (Cérebro)	46	
Massa Cinzenta (Cérebro)	43	
Sangue	40	
Músculo	10 a 40	
Rim	30	
Líquido cefalorraquidiano	15	
Água	0	
Gordura	-50 a -100	Cinza Escuro
Ar	-1000	Preto

3.1.3. Ressonância Magnética (RM)

A ressonância magnética (Figura 27) é um método de aquisição de imagem que, ao contrário da radiografia e da TC, não utiliza radiação ionizante, mas explora a magnetização natural do átomo de hidrogénio, para obtenção da imagem médica. Esta explora o fenómeno de todos os átomos possuírem um campo magnético que pode ser afetado por ondas de radiofrequência.

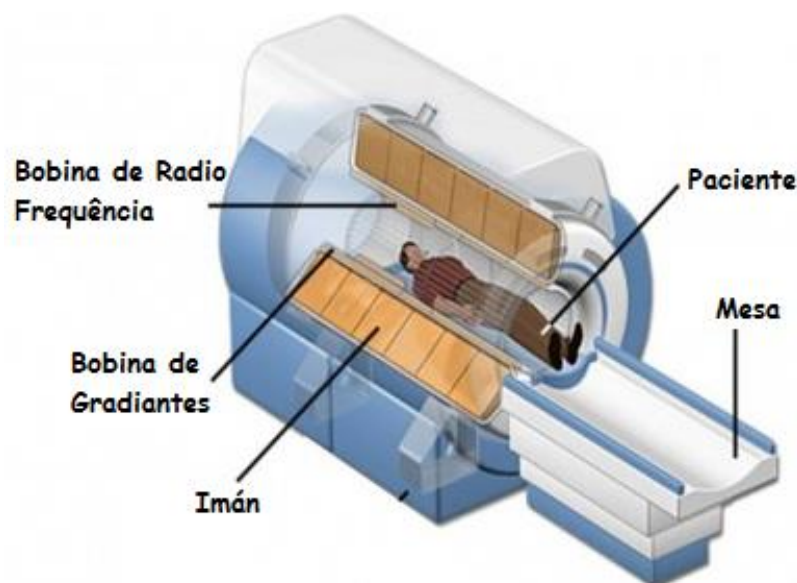


Figura 27 -Esquema representativo de uma ressonância magnética - adaptado de (<http://www.cubadebate.cu/noticias/2012/03/06/esto-es-lo-que-pasa-cuando-alguien-entra-en-la-sala-de-resonancia-magnetica-con-una-silla-de-ruedas/#.U3yQ23mPLIU>).

Normalmente os átomos têm um alinhamento natural. Quando sujeitos a poderosas ondas de radiofrequência, vão alterar temporariamente o seu alinhamento.

No corpo humano, os diferentes tecidos e órgãos apresentam diferentes velocidades de magnetização e desmagnetização. São estas velocidades distintas que definem a intensidade que a estrutura irá apresentar, numa escala de cinzentos, que se inicia no branco e termina no preto (Marques 2013).

Como o corpo humano é constituído por cerca de 70 a 75% de água, a RM ao entrar em funcionamento vai captar os núcleos de hidrogénio presente nas moléculas de água dos diferentes órgãos e tecidos, que durante o processo vão absorvendo a energia emitida por radiação, e alterando o seu alinhamento. Quando a radiofrequência é desligada, os átomos regressam ao seu alinhamento natural, libertando a energia absorvida. Essa energia é captada, transformada em corrente elétrica e posteriormente utilizada para a construção das imagens médicas.

Tal como no caso da TC, a imagem obtida é apresentada numa escala de cinzentos, em que a sua tonalidade é proporcional à intensidade do sinal. As regiões do corpo que contenham maior concentração de água apresentam escalas de cinzento mais claro as de menos água ou nenhuma apresentam-se mais escuras. Por exemplo, o ar surge quase negro, enquanto a gordura, por possuir grande quantidade de água apresenta-se numa escala cinzenta muito clara (Rocha 2010).

A RM torna-se assim, o processo indicado para a avaliação de patologia tumoral, deteção e caracterização de massas, sem restrição de localização.

3.2. Biomodelação Tridimensional

A modelação é um processo de reprodução de formas de objetos. Estas formas depois de trabalhadas, dão origem aos “modelos”, que são utilizados para pensar, visualizar, comunicar, prever, controlar, ensaiar, o comportamento de um produto ou sistema. A modelação pode ser do tipo bidimensional (2D) ou tridimensional (3D), sendo que o segundo tipo tem sido muito mais utilizado nos tempos correntes (Rodrigues 2010).

São já vários os sistemas de CAD 3D (Computer Aided Design 3 Dimension) que permitem processar e modelar imagens retiradas de produtos sólidos já existentes para criar novos produtos, processo este que se denomina de “Engenharia Inversa”.

“A engenharia inversa é um método que constrói modelos CAD, a partir de modelos físicos. O processo inicial consiste na aquisição da informação e no processamento dessa informação, para gerar um modelo CAD” (Marques 2013).

A engenharia inversa é também aplicada à área médica, no momento em que um modelo virtual de uma parte do corpo humano é construída em sistemas CAD 3D com o intuito de produzir um modelo físico útil na preparação de uma cirurgia complexa ou até mesmo para o desenvolvimento de uma prótese (Borzan et al. 2013).

Este processo aplicado na medicina, segue um conjunto de passos, que estão representados na Figura 28.

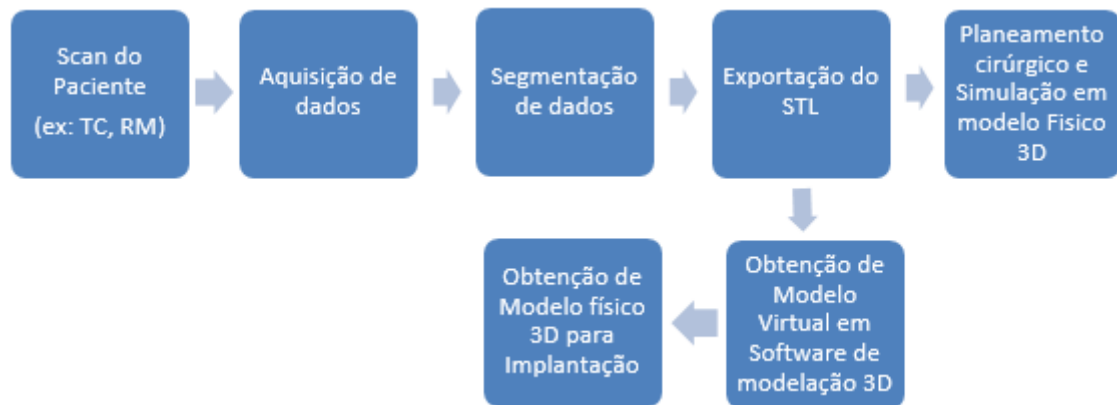


Figura 28 -Processo de modelação 3D na medicina - adaptado de (Borzan et al. 2013, Marques 2013).

Para a realização do Scan do Paciente, os diferentes métodos de imagiologia já foram retratados anteriormente, mas é importante referir que, a TC é o método ideal para modelação tridimensional, por permitir alcançar um maior contraste nas imagens obtidas, sendo mais fácil a realização do processo de segmentação onde se separa o osso e os tecidos moles.

Como tal será o processo retratado daqui em diante, uma vez que para o desenvolvimento de próteses CMF é necessário obter a estrutura craniana, de onde se pretende destacar a estrutura óssea.

3.2.1. Aquisição dos Dados (DICOM)

A aquisição de imagens por tomografia computadorizada, é obtida através de cortes axiais na região do corpo pretendida. Para a aquisição destas, o equipamento deve estar ajustado com a menor espessura possível, pois quanto menor esse valor, melhor será a qualidade do modelo físico a criar (Queijo et al. 2009).

Estas imagens devem obedecer às normas internacionais do padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). O DICOM é hoje o nome de um formato universal para imagens médicas que foi criado em 1989 num comité formado por representantes do *American College of Radiology* (ACR) e pela *National Electrical Manufactures Association* (NEMA). Surgiu com o intuito de desenvolver um conjunto de normas universais para o tratamento, armazenamento e transmissão da informação médica num formato eletrónico que fosse compatível com todas as marcas, modalidades e modelos futuros de equipamentos e softwares de imagem (Flanders e Carrino 2003).

Quando se procede à colheita das imagens 2D de uma TC, elas são colocadas numa matriz de 512x 512 pixels, a uma escala de cinzentos de 16 bits por pixel. São gravadas posteriormente num disco compacto em formato DICOM e JPEG sendo diretamente importadas para um ou vários software de processamento de imagens médica.

Um ficheiro DICOM, para além de conter um conjunto de imagens (“slices”) obtidas pela TC, apresenta também um documento que armazena informações como: o nome do paciente, o tipo de varrimento utilizado, as dimensões da imagem, etc. Assim, quando se procede à importação destes ficheiros para um determinado software toda essa informação é apresentada (Parthasarathy 2009).

3.2.2. Segmentação de Dados

Os avanços a nível da computação gráfica o do processamento de imagens médicas, têm vindo a revolucionar a imagiologia médica, graças à possibilidade de exibição e visualização de objetos 3D em diferentes ângulos e distâncias, cores, iluminação e propriedades de superfícies.

Após a aquisição das IM, estas são introduzidas num programa onde passam por um processo de segmentação, filtragem e reconstrução 3D com o horizonte na obtenção

de um modelo virtual dos tecidos moles ou da estrutura óssea do paciente. São várias as empresas que fabricam softwares capazes de cumprir estas funções tais como as presentes na Tabela 16.

Tabela 16 - Software de visualização e processamento de imagens médicas 3D - adaptado de (Antonio e Foggiatto 2011; Marques 2013) e de <http://pixmeo.pixmeo.com/>; <http://www.simpleware.com/software/scanip/>).

Desenvolvido por	Softwares	Notas
Materialise	Mimics®	Pago
Analyze AVW	AnalyzeDirect	Pago
Anatomics	Biobuild	Pago
CTI (Centro de Tecnologia de Informação Renato Archer)	InVesalius®	Gratuito
Pixmeo	Osirx®	Gratuito (Só funciona em software da Apple)
Simpleware	ScanIP®	Pago
Able Software Corp.	3D-DOCTOR	Pago

O processamento de imagens 3D, pode ser desenvolvido por qualquer um dos softwares apresentados anteriormente, e que apresentam características comuns nas suas funções. No momento da segmentação de uma imagem, estes softwares disponibilizam comandos que podem ser usados para ajustar contrastes, editar medidas, fazer crescer regiões, realizar simetrias, reconstrução 3D, atribuir nomes a diferentes partes ósseas, tecidos, etc., de visualizar objetos individuais ou em conjunto, de atribuir características de transparência aos objetos entre outros (Parthasarathy 2009).

3.2.2.1. Software Mimics

Como exemplo dos diversos passos a seguir num processo de segmentação de dados, o software utilizado e demonstrado aqui será o Mimics® criado pela empresa Materialise, que apresenta bons antecedentes de funcionamento e resultados e por ser o software disponível no INEGI.

• Import Image

Inicialmente, cria-se um novo projeto, onde as imagens devem ser importadas do diretório dos arquivos DICOM. Na janela que surge é possível escolher qual o ficheiro DICOM a utilizar, tendo em conta as suas características (Figura 29). É vantajoso selecionar o ficheiro com o maior número de *slices*, uma vez que se obterá posteriormente uma melhor qualidade de reconstrução 3D.

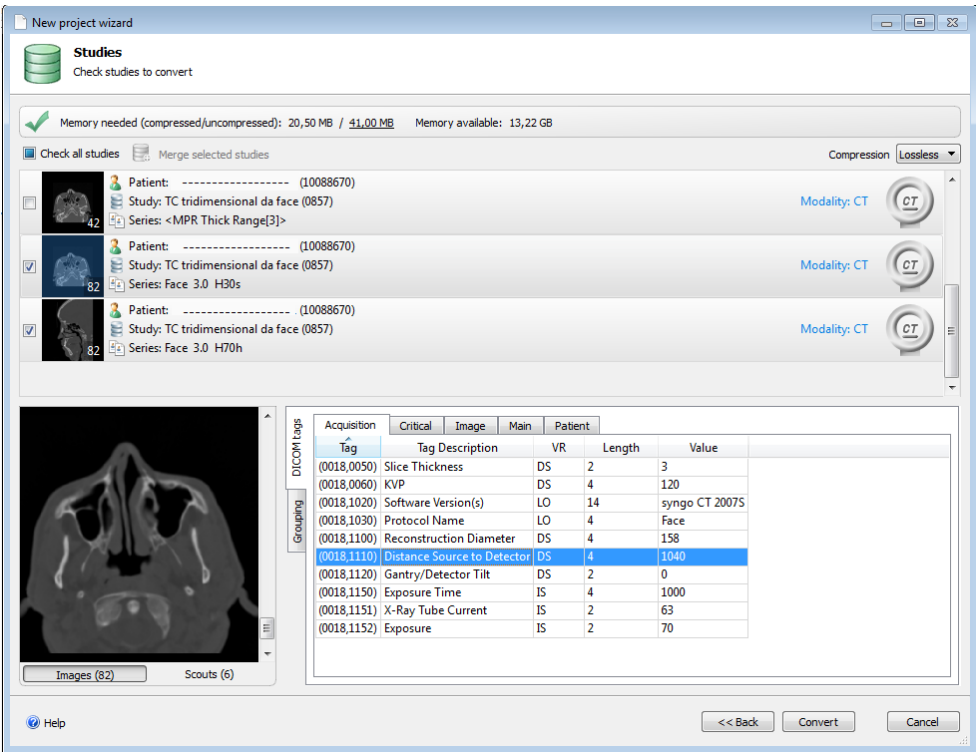


Figura 29 - Importação de um ficheiro DICOM - adaptado de Mimics®.

• **Check Orientation**

Após a seleção do DICOM a trabalhar, será necessário definir os parâmetros de orientação da imagem para criar uma leitura mais eficaz das diferentes vistas entre os médicos e os respetivos softwares. Normalmente estão definidas segundo o plano axial, sagital e coronal (Figura 30).

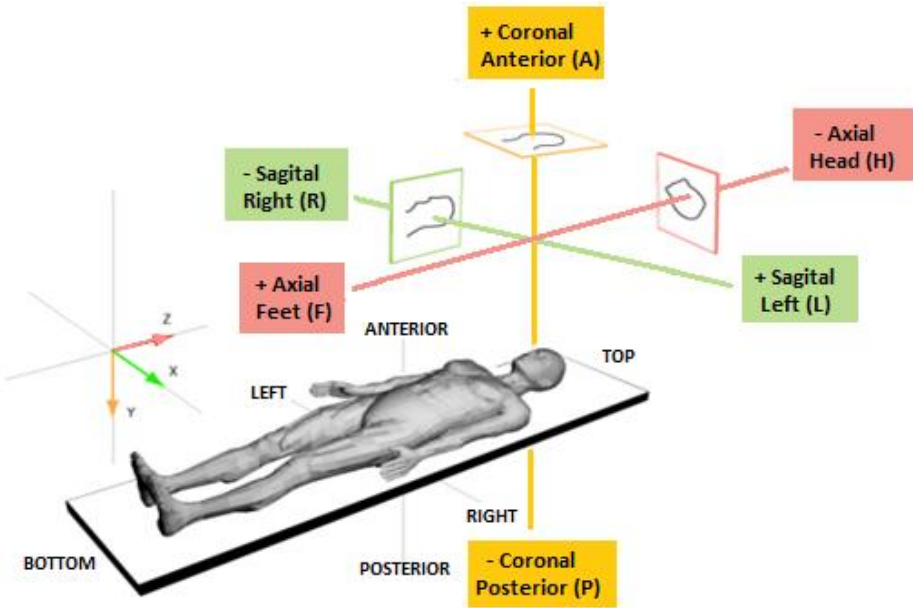


Figura 30 - Layout de definição das orientações das imagens - adaptado de Mimics®.

No layout do software *Mimics*® as linhas de orientação dos planos dentro das imagens estão definidos pelas letras "L", "R", "A", "P", "T" e "B", que significam Esquerda-Direita (Left-Right), Anterior-Posterior, e Superior-Inferior (Top-Bottom) (Figura 31).

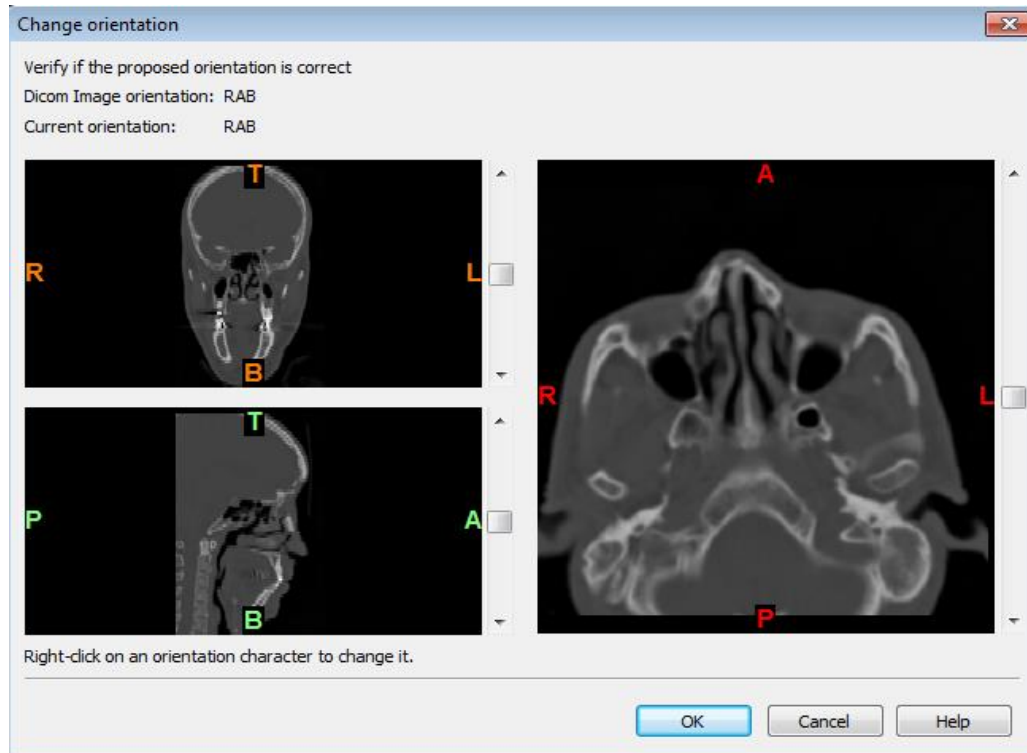


Figura 31 - Planos de aquisição de imagens por TC e respectivas direções - adaptado de Tutorial Mimics®.

Depois de todas as orientações definidas, o Layout da área a trabalhar surgirá e as respectivas edições podem ser iniciadas (Figura 32).

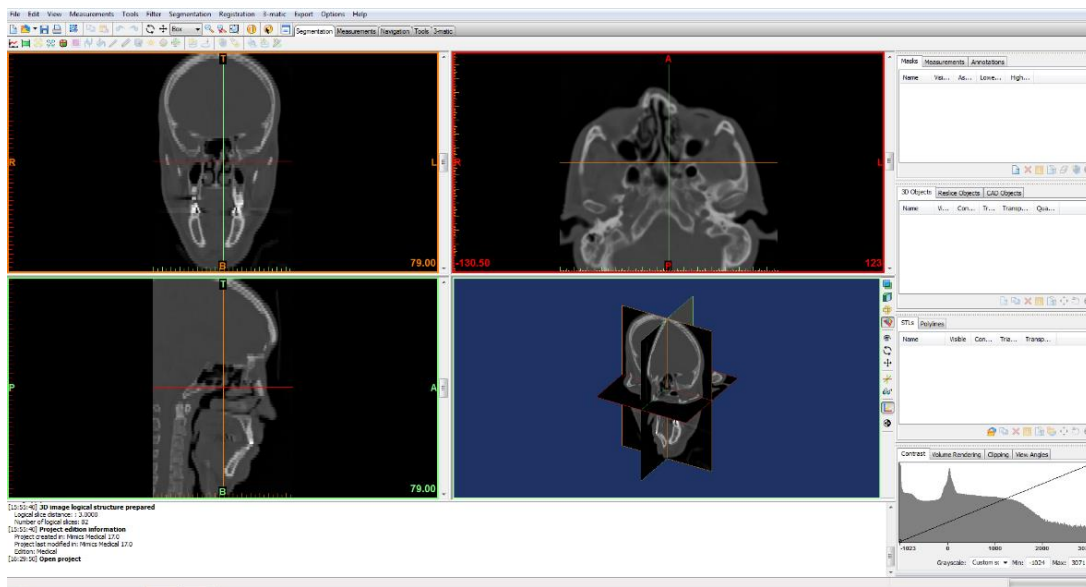


Figura 32 - Layout do software Mimics - adaptado de Mimics®.

- **New Mask**

Para se começar a trabalhar nas imagens, inicialmente é necessário criar uma máscara (Figura 33). Uma máscara é um conjunto de pixels da mesma cor, onde todas as ações ("editing", "region growing", ...) e cálculos (cálculos 3D, STL, ...) se baseiam. Podem ser criadas mais do que uma máscara, consoante as áreas de trabalho pretendidas, e edições feitas.

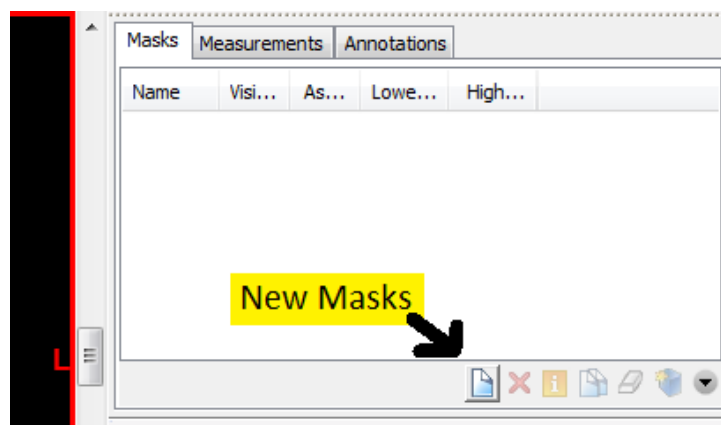


Figura 33 - Área de localização das máscaras e respetivo comando de criação - adaptado de Mimics®.

- **Thresholding**

Ao criar uma nova Máscara, automaticamente surge a barra do "thresholding" (Figura 34). O Thresholding é um passo essencial para definir a primeira segmentação de um objeto, através da seleção dos valores limites de intensidade de uma imagem. Estes valores correspondem a unidades HU, já estipuladas para os diferentes tecidos, como se viu anteriormente.

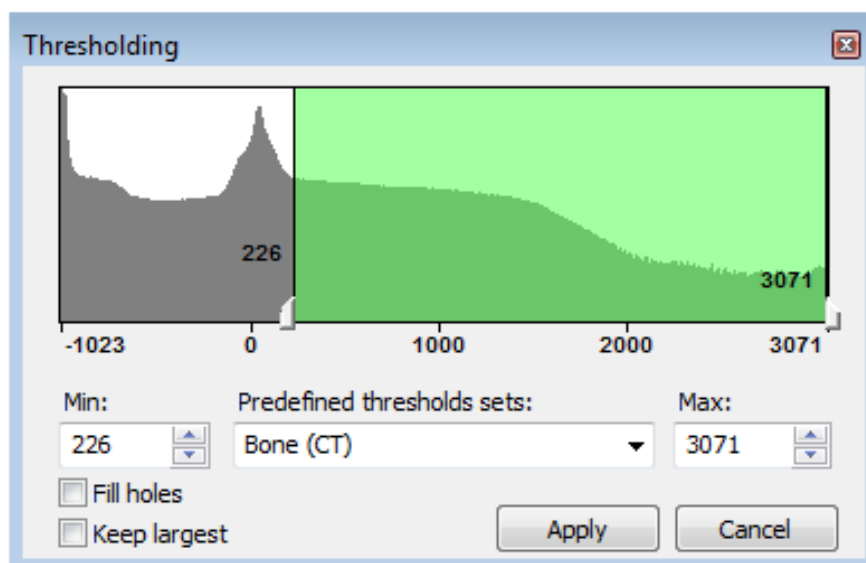


Figura 34 - Escala do Thresholding - adaptado de Mimics®.

O objeto pode ser definido com base num:

- ✓ Limite inferior - contém todos os pixels com um valor superior ou igual ao valor mínimo estipulado;
- ✓ Limite inferior e superior – apresenta os pixels que se encontram entre dois valores estipulados;
- ✓ Limite pré-definido - permite selecionar um valor específico para um determinado tecido.

- **Editing in 2D/3D**

Para a edição da imagem, é essencial delimitar a área de interesse do resto. As técnicas utilizadas para selecionar o objeto de estudo podem ser do tipo de edição 2D ou 3D. Quando a edição é bidimensional, é possível trabalhar numa *slice* de cada vez no comando “Edit Mask” ou em várias ao mesmo tempo no comando “Multiple Slice Edit” (Figura 35), sendo possível criar interpolações entre duas “slices”. Na edição tridimensional no comando “Edit mask in 3D” uma caixa de seleção é criada onde é possível ajustar a uma área específica. Este segundo comando não é tão preciso como o 2D na qualidade da imagem a obter posteriormente.



Figura 35 - Representação dos diferentes comandos de edição - adaptado de Mimics®.

- **Region Growing**

"Region growing" é uma ferramenta que permite separar a segmentação criada pelo "Thresholding" em vários objetos e realiza a eliminação de estruturas que não ficam ligadas. Essas estruturas são pixels que se encontram desconectados e que são posteriormente ligados a camadas circundantes. A utilização deste comando é essencial para a diminuição do ruído na imagem.

- **Calculate 3D**

O "Calculate 3D from Mask" cria um objeto 3D a partir de uma máscara. Esta é construída através da seleção dos contornos do objeto em cada *slice* e pelo seu enchimento. A qualidade do enchimento pode ser definida como baixa, média, alta, etc. (Figura 36). De notar que a qualidade alta nem sempre é a mais adequada uma vez que se criam ficheiros com um número elevado de pixels que sobrecarregam os documentos e aumentam o tempo de edição.

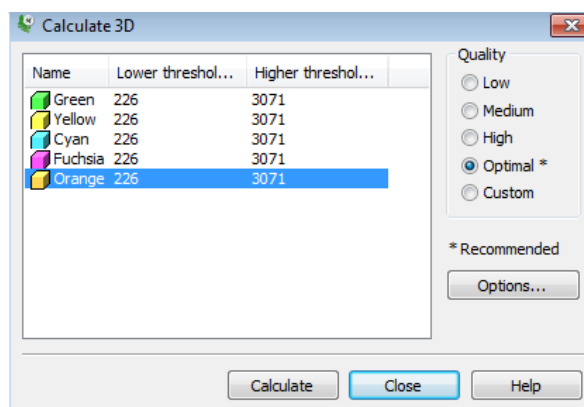


Figura 36 - Seleção de uma máscara e respetiva qualidade para reconstrução 3D - adaptado de Mimics®.

Após aplicar o “calculate” a reconstrução 3D do modelo surge no canto inferior direito do Layout como se pode constatar na Figura 37.

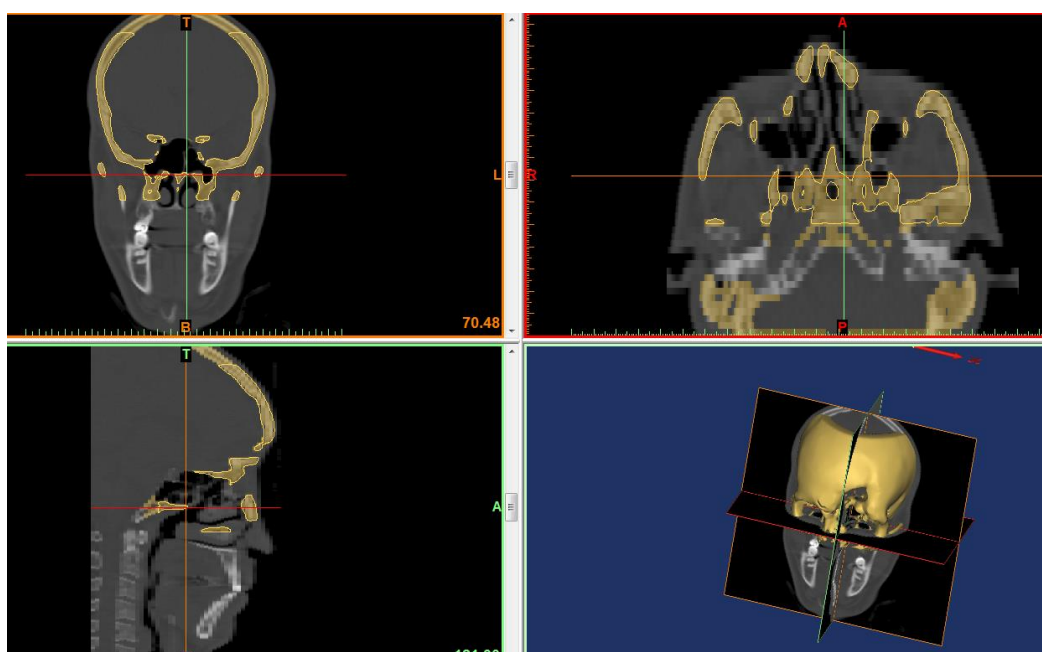


Figura 37 - Representação da seleção dos contornos nas diferentes vistas e respetiva construção 3D - adaptado de Mimics®.

- **Bolian Operation**

A operação "Boolean" (Figura 38), permite realizar diferentes tipos de combinações entre duas máscaras como subtrair, intersectar, unir etc. É uma ferramenta muito útil pois reduz o tempo de trabalho quando existe necessidade de trabalhar com duas áreas distintas.

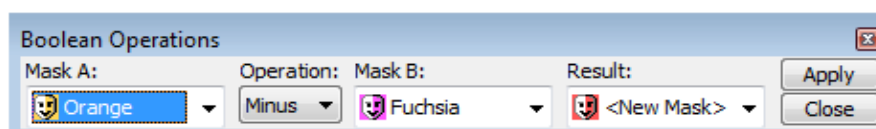


Figura 38 - Ferramenta do Boolean Operations - adaptado de Mimics®.

- **Smoothing**

A ferramenta "Mask Smoothing" é uma ferramenta de suavização de uma máscara. Quando aplicada, os artefactos existentes são removidos, e por conseguinte, a qualidade da superfície do objeto 3D torna-se melhor (Figura 39).

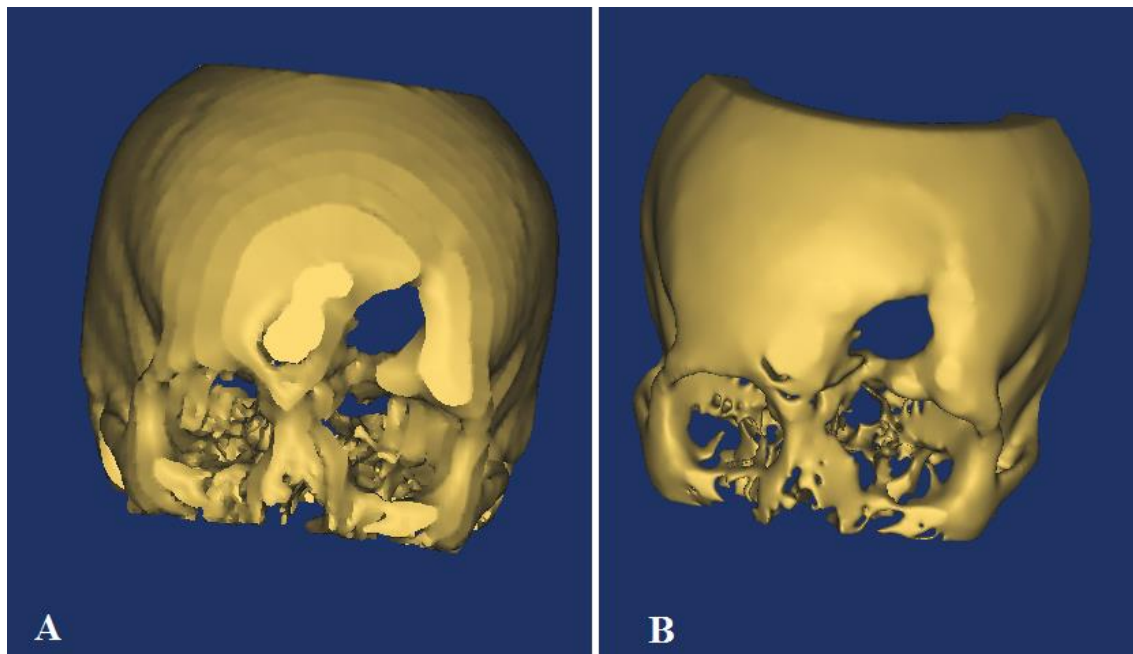


Figura 39 - Representação de um crânio com defeito frontal: (A) sem aplicação da função Smoothing; (B) com a aplicação do Smoothing - adaptado de Mimics®.

3.2.3. Exportação

Depois de todas as edições realizadas, parte-se para a etapa de exportação dos dados para um formato compatível com máquinas de fabrico aditivo (FA) e com softwares CAD 3D.

O tipo de exportação a realizar deve ser sempre bem ponderado, pois pode influenciar a partilha de ficheiros entre diferentes entidades. Num projeto, as várias partes envolvidas devem ser capazes de transferir ficheiros de CAD entre si sem qualquer limitação ou incompatibilidade. No entanto, não existe nenhum formato padrão, o que leva a que a interligação entre os sistemas CAD e os sistemas de fabrico computadorizados sejam uma das grandes preocupações das empresas, atualmente.

Deste modo torna-se de extrema importância encontrar uma alternativa que possibilite guardar num só ficheiro toda a informação necessária, de forma normalizada, para que esta possa ser utilizada noutras aplicações de CAD ou em processos de FA. A edição de um objeto pode ser guardada em vários tipos de ficheiros normalizados, podendo ser do tipo IGES, STEP, STL, DXF, WRL, entre outros.

Os processos de exportação variam de programa para programa, mas a maioria permite a conversão para o formato STL (Stereolithographic Tessellation Language) uma vez que está disponível em todos os sistemas de CAD 3D e CAM, tornando assim a comunicação mais fácil. Os arquivos STL permitem reproduzir um sólido através de um conjunto de triângulos que definem as superfícies. Neste formato, entidades como pontos, linhas, curvas e atributos como a cor ou tipo de material são ignorados durante o processo de transformação em formato STL (Rodrigues 2010).

Após o processo de exportação do ficheiro STL duas etapas posteriores podem ser realizadas, como forma de auxiliar as entidades médicas:

- ✓ Enviar o STL para equipamentos de FA, como o de estereolitografia, com o intuito de contruir um modelo físico (Figura 40) de uma parte do corpo humano, que ajudará os médicos na preparação de uma cirurgia complexa;
- ✓ Envio do STL para sistemas de CAD 3D que permitem a manipulação dos ficheiros sendo possível alterar estruturas, criar novos elementos como o caso de elaboração de uma prótese à medida de um paciente;

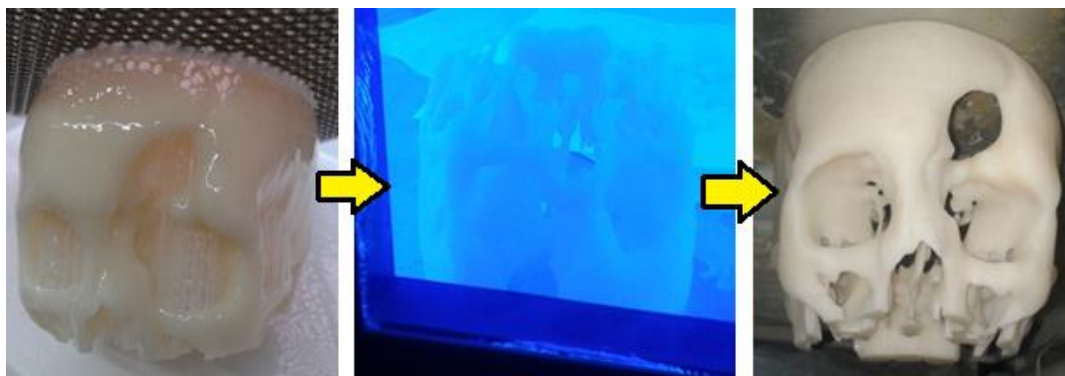


Figura 40 - Modelo obtido por estereolitografia com representação do processo de cura.

3.2.4. Modelação de Prótese Partindo de Arquivo STL

O desenvolvimento do projeto de uma prótese à medida do paciente, inicialmente era realizado com o recurso a softwares convencionais, que exigiam um trabalho exaustivo de conversão das faces triangulares do modelo em superfícies. Como forma de evitar essa conversão manual, foram criados softwares capazes de projetar as próteses diretamente sobre os biomodelos STL criados nos programas referidos anteriormente.

Existem estudos que demonstram que o projeto de próteses realizadas a partir de softwares convencionais de CAD 3D podem demorar cerca de 3 vezes mais do que a modelação destes novos softwares (Rocha 2010). Na Tabela 17 estão apresentados alguns desses softwares.

Tabela 17 - Softwares CAD 3D para manipulação de imagens médicas 3D - adaptado de (Rocha 2010, [http:// www .simpleware.com/software/cad-module/](http://www.simpleware.com/software/cad-module/) e <http://www.geomagic.com/pt/products/freeform/overview>).

Desenvolvido por	Softwares	Licença
Materialise	3-Matic®	Paga
Materialise	Magics	Paga
Blender Fundation	Blender	“Open Source”
Simpleware	+CAD Module	Paga
Geomagic®	Geomagic® Freeform®	Paga

3.2.4.1. Software 3-matic

A título de exemplo, das várias etapas a seguir para a modelação de um implante customizado sobre um modelo SL (Figura 41) o software aqui retratado será o 3-Matic® da empresa *Materialise*, por ser o disponível no INEGI:

- **1º Passo:** importar o STL do caso em estudo;

Ir a “File”, “Import Part” e o modelo surgirá no ecrã.

- **2º Passo:** Criação de uma curva em volta do defeito ósseo;

Para isso no menu curve, seleciona-se o comando “create curve” e posteriormente fazer o “attract” da curva à superfície do crânio.

- **3º Passo:** Criar uma espécie de uma linha guia do implante, ou seja, uma linha auxiliar que permita otimizar a forma do implante relativamente à geometria existente no crânio;

Criar um “Sketch” e utilizando as ferramentas de orientação no menu “Edit”, posiciona-se o “Sketch” na cavidade onde o implante será criado. Neste mesmo recorrendo a ferramenta “Create Spline” cria-se uma linha exterior adaptada à forma original do crânio.

- **4º Passo:** Criação do Implante;

Seleciona-se a opção “Create Cranioplasty Prosthesis” e no menu “Tools” basta preencher os campos de acordo com as especificações adequadas e desejadas para o paciente e fazer “Apply” e o implante é automaticamente elaborado pelo software (Figura 41) (Leal 2011)

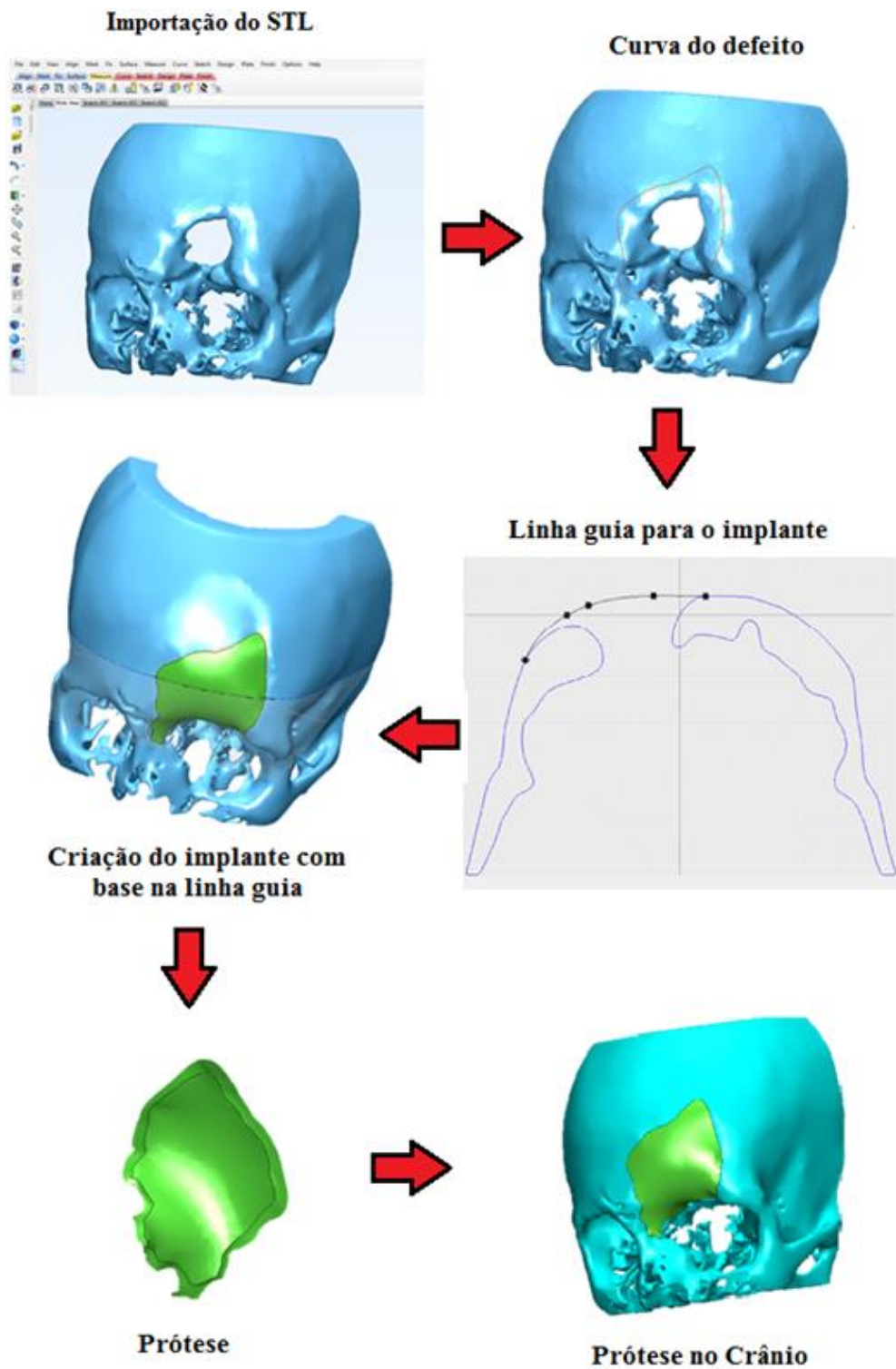


Figura 41 -Etapas a seguir na modelação de um implante customizado - adaptado de 3-matic®.

CAPÍTULO 4 - FABRICO DE PRÓTESES

4.1. Processos de Fabrico de Próteses Metálicas

O desenvolvimento de próteses é um processo minucioso pois estas apresentam grandes complexidades e requerem uma excelente precisão dimensional. A obtenção de próteses em geral, e dependendo das geometrias e dos materiais a utilizar, pode ser realizada através de diferentes processos como a fundição, a maquinagem, o fabrico aditivo, a conformação, etc.

Existem diferentes tipos de fundição sendo que cada um adapta-se melhor a um conjunto de características que se pretende obter. No caso de obtenção de próteses metálicas o processo mais utilizado é a fundição por cera perdida por ser capaz de produzir peças muito complexas e com grande precisão dimensional (ex: próteses de anca). No entanto, na obtenção de próteses CMF este processo torna-se difícil por não conseguir atingir as espessuras mínimas (Figura 42) e por não permitir a realização de pequenos ajustes na geometria aquando da operação. A avaliação da utilização deste processo para próteses CMF é objeto atualmente de outra dissertação no INEGI: (Csaky 2014).



Figura 42 - Prótese orbital com defeitos causados pela fina espessura da prótese após fundição.

A maquinagem direta de próteses é um processo já utilizado e pode ser desenvolvido através de uma máquina CNC de 5 eixos. O modelo gerado em software pode ser diretamente processado em máquinas CNC criando um modelo 3D a partir de um bloco maciço do material escolhido para fabrico da prótese. As principais desvantagens desta tecnologia são o desgaste da ferramenta de corte (fresadora) quando são utilizados materiais muito resistentes e muito dúcteis num único aperto de 5 eixos, e o desperdício de material que se produz devido à maquinagem partir de um bloco maciço. No entanto, este processo ainda não é muito utilizado para produção de próteses CMF pois a pouca espessura que estes implantes têm (entre 0.8 mm a 1.6 mm) e o facto de o material normalmente utilizado ser muito resistente e dúctil torna quase

inviável o uso deste processo (Gonçalves 2011). Neste momento encontra-se em desenvolvimento no INEGI uma dissertação focada no estudo do processo de maquinagem de ligas de titânio (Homem 2014) que poderá apresentar algumas soluções para a produção deste tipo de próteses.

O fabrico aditivo tem sido um processo muito importante no campo da medicina, graças à capacidade que apresenta para fabricar peças anatómicas de formas complexas. É muito usado na produção de implantes personalizados, de próteses e de modelos médicos que funcionam como uma ferramenta de comunicação entre os cirurgiões e os pacientes. As técnicas que têm sido mais utilizadas são a estereolitografia (SL), a sinterização seletiva a laser (SLS), modelação por fusão e deposição (FDM) e a impressão tridimensional (3DP) (Sushant 2014). No que diz respeito às próteses CMF estas podem ser diretamente produzidas por processos como fusão por feixe de eletrões (EBM) (Figura 43), deposição direta de metal (DMD) entre outros.



Figura 43 --Implante de Malha metálica de TiCp 2 produzida pelo processo de fusão por feixe de eletrões (EBM)(Arcam 2013).

Outro processo que está a ser vastamente utilizado na produção de próteses, em particular nas próteses CMF, é o processo de conformação plástica de malhas e chapa metálica. Este processo torna-se bastante viável para a produção deste tipo de próteses por trabalhar com espessuras pequenas que obrigam a forças de conformação baixas, trazendo assim todas as vantagens ao processo (Gonçalves 2011).

A correção cirúrgica de um defeito CMF pode ser uma técnica difícil, trabalhosa e mesmo um procedimento bastante demorado, uma vez que a área a restaurar pode ser particularmente difícil, no entanto, os processos de fabrico aditivo e de conformação parecem ser os processos que melhor se adequam à produção de implantes CMF, como tal serão os processos aqui apresentados nesta dissertação.

4.1.1. Fabrico Aditivo

Nos dias de hoje assiste-se a um aumento significativo dos diferentes processos de fabrico existentes no mercado. Isto tem gerado a necessidade e um esforço constante no desenvolvimento de novas formulações que possam melhorar a caracterização das propriedades e funções destes processos, uma vez que as definições existentes se tornam limitadoras quando novas aplicações são implementadas nos equipamentos.

Em particular, têm ocorrido discussões substanciais sobre a junção de duas nomenclaturas, a de Prototipagem Rápida (PR) e a de Fabrico Rápido (FR) do inglês *Rapid Prototyping (RP)* e *Rapid Manufacturing (RM)* para uma única definição, conhecida como Fabrico Aditivo (FA) (*Additive Manufacturing (AM)*). Esta nova nomenclatura é já aceite pela *American Society for Testing and Materials* com a norma ASTM F2792 (Manfred 2014).

São já várias as definições existentes sobre o processo de fabrico aditivo sendo por exemplo descrito no livro de (Gibson, Rosen, e Stucker 2010) como: *"Fabrico aditivo é definido por um conjunto de tecnologias capazes de transformar os dados de um modelo sólido virtual num modelo físico através de um processo rápido e fácil. Os dados são divididos numa série de secções transversais 2D, de espessura finita. Estas secções são introduzidas nas máquinas de AM, para que possam ser combinadas e adicionadas em sequência, camada por camada de forma a produzir um modelo físico"*.

É também conhecido como o processo que constrói objetos físicos a partir de modelos de computador de forma automática e sistémica por adição de material. Esta técnica baseia-se na divisão de um modelo CAD 3D em várias secções transversais, que são produzidas camada a camada por deposição de material (Figura 44) (Derrick 2013).

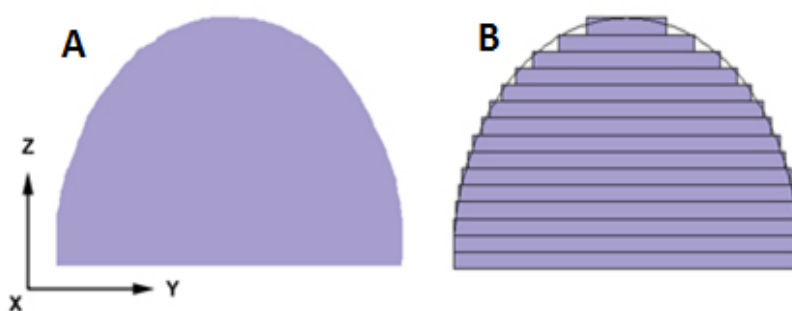


Figura 44 - Metodologia de fabrico aditivo: (A) geometria básica gerada por computador, (B) geometria por camadas - adaptado de (http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/9/9c/Rapid_prototyping_slicing.jpg).

Como forma de entender melhor esta tecnologia numa configuração mais detalhada e oficial, a norma ASTM F2792-12 divide-a em diferentes processos como os apresentados na Tabela 18.

Tabela 18 - Diferentes processos característicos do fabrico aditivo segundo a norma ASTM F2792-12 - adaptado de (Manfred 2014).

Processo		Descrição	Exemplo
Fabrico Aditivo	<i>Photo-polymerization</i>	Um fotopolímero líquido é curado seletivamente por um aparelho fotopolimerizador	Estereolitografia (SL)
	<i>Material Jetting</i>	Gotas de material de construção são depositados de forma seletiva	PolyJet
	Binder Jetting	Um agente de ligação líquido é depositado seletivamente sobre materiais em pó solidificando na sua junção	ZPrinter
	<i>Material Extrusion</i>	O material é seletivamente distribuído através de um injetor	Fused Deposition Modeling (FDM)
	Powder Bed Fusion	Energia térmica funde seletivamente diferentes camadas de material em pó	Direct Metal Laser Sintering (DMLS)
	Directed Energy Deposition	Energia térmica é utilizada para fundir o material até ao seu ponto de fusão à medida que vai sendo depositado	Electron Beam Welding (EBW)
	Sheet Lamination	Folhas de material são ligadas de forma a formar um objeto	Mcor Technologies printers

O fabrico aditivo recentemente introduzido no campo da medicina, quando comparado com a longa utilização em várias aplicações da engenharia, tem provocado numerosas pesquisas em diversos sectores tais como:

- **Planeamento cirúrgico**

O fabrico aditivo tem provado ser bastante benéfico no auxílio do planeamento cirúrgico, graças à criação de modelos físicos que proporcionam ao médico e à sua equipa uma ajuda visual usada para planear melhor uma cirurgia (Figura 45).



Figura 45 -Modelo produzido em SL que ajudou no planeamento cirúrgico de dois gémeos siameses unidos pela cabeça. A transparente estão representadas as caixas cranianas e a vermelho os vasos sanguíneos (<http://www.interempresas.net/Plastico/Articulos/7979-La-estereolitografia-salva-la-vida-de-dos-siameses.html>).

Estes são usados para estudar a estrutura óssea do paciente, para diminuir o tempo, o risco e o custo da cirurgia, ajudando a prever problemas que possam surgir e assim facilitar a realização de um diagnóstico de qualidade. Estes modelos são especialmente benéficos em cirurgias onde existem anomalias e deformidades anatómicas, como o caso de algumas cirurgias cardíacas e CMF sendo já estimado por parte de alguns cirurgiões que o uso destes modelos reduz o tempo de operação numa média de 18%;

- **Educação e formação médica**

Os modelos proporcionam uma melhor demonstração das estruturas externas e internas da anatomia humana e podem ser feitos em várias cores, para que sejam usados como um auxiliar de ensino em pesquisas e educação médica. São muito utilizados por estudantes de medicina ou jovens médicos para os auxiliar a compreender melhor os problemas ou procedimentos cirúrgicos sem ter de se causar desconforto a um paciente;

- **Projeto e desenvolvimento de dispositivos médicos e instrumentação**

Outra aplicação do FA está na fabricação de dispositivos médicos e instrumentos. Estas técnicas são usadas para projetar, desenvolver e fabricar dispositivos médicos e instrumentos, como exemplo de aparelhos dentários, aparelhos auditivos e ferramentas de apoio cirúrgico;

- **Fabrico de implantes à medida do paciente**

Tecnologias de FA são capazes de produzir implantes à medida do paciente, pois apresentam a capacidade de fabricar geometrias complexas num espaço de tempo muito curto a custos razoáveis. A utilização destes implantes torna o processo muito mais preciso e diminui os riscos de complicações futuras comparativamente a implantes convencionais;

- **Ortóteses**

Há sempre os pacientes com necessidades especiais causadas por doenças ou mesmo por deficiências genéticas. Com o auxílio do FA, torna-se possível o fabrico de uma ortótese personalizada que encaixa precisamente no paciente a um custo razoável;

- **Criminologia**

O FA pode ser uma ferramenta benéfica para investigação criminal, especialmente em casos de homicídios, onde é muito importante reconstruir a cena do crime para investigação (Sushant 2014). Por exemplo, no caso de uma vítima que tenha sido atingida numa zona de difícil análise visual (interior do crânio), um modelo pode ser criado facilitando a sua análise.

- **Estruturas de apoio à engenharia de tecidos**

A engenharia de tecidos utiliza células como matrizes biológicas ou artificiais ("Scaffolds") que se caracterizam por estruturas porosas que podem ser criadas por FA através de técnicas como SLS, 3DP e FDM (Figura 46) e funcionam como um substrato de adesão às células vivas, fornecendo um suporte mecânico e orientação temporária ao crescimento dos tecidos em ossos danificados ou defeituosos.

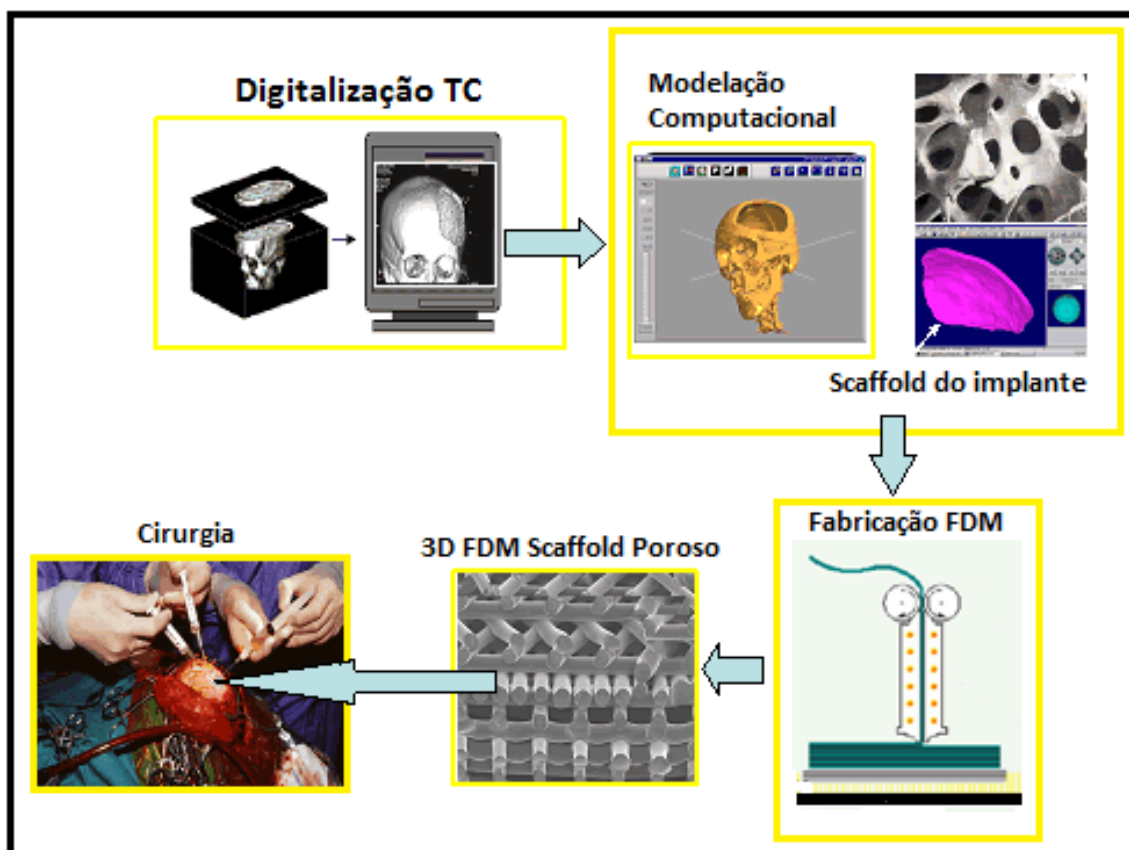


Figura 46 - Esquema representativo da obtenção de um implante "Scaffold" à medida do paciente - adaptado de (http://www.eng.nus.edu.sg/EResnews/0406/rd/rd_3.html e de <http://www.moldesinjecaoplasticos.com.br/prototi pagem.asp>).

Atualmente existem diversas técnicas de FA com base na sinterização especial, sinterização por camadas ou por métodos de deposição tais como a estereolitografia (SL), sinterização seletiva por laser (SLS), sinterização direta de metal por laser (DMLS), deposição de material fundido (FDM), impressão tridimensional (TDP) e fusão por feixe de elétrons (EBM).

Cada uma destas técnicas apresenta as suas limitações e aplicações na construção de protótipos como a espessura, dimensões, etc. (Tabela 19).

Tabela 19 - Características técnicas de equipamentos de FA comercializados (Sushant 2014).

Processo			Espessura da camada (μm)	Precisão (μm)	Dimensões máximas (mm³)	Velocidade de digitalização (mm/s)	Custo do equipa-mento (€1000)
Técnicas de FA (disponível desde)	SL (1987)	Foto polimerização	50	± 100	500 X 500 X 584	N/D	185-317
	SLS (1991)	Sinterização de Pó	76	± 51	330 X 380 X 425	0.001-0.008	308-449
	FDM (1991)	Extrusão	50-762	± 127	254 X 254 X 254	380	123
	3DP (1998)	Impressão por jato de tinta	177	± 127	355 X 457 X 355	0.005-0.007	N/D
	LOM (1990)	Laminação de papel	76-203	± 127	813 X 559 X 508	508 (velocidade de corte)	148-191

Todas estas técnicas podem ser classificadas de acordo com o estado inicial da matéria-prima a utilizar que pode ser líquido, sólido ou em pó. Os sistemas que utilizam matéria-prima líquida são restritos apenas para o uso de resinas poliméricas, enquanto os que utilizam matérias-primas sólidas podem utilizar materiais tais como cera, poliéster, policarbonato entre outros.

Os processos em que o material é usado em forma de pó apresentam uma enorme vantagem sobre os anteriores, uma vez que a variedade de materiais disponíveis é muito ampla, envolvendo nylon, poliamida, poliamida com esferas de vidro, poliestireno, elastômeros, cerâmicas e ligas metálicas (Jardini et al. 2011).

Uma vez que esta dissertação está focada no estudo de próteses CMF metálicas, os métodos de FA aqui retratados, foram majoritariamente os processos que utilizam materiais metálicos. No entanto é feita também referência ao processo de estereolitografia, uma vez que este desempenha um papel fundamental na produção de modelos SL que auxiliam a produção de próteses metálicas através de outros processos de fabrico como é o caso da conformação plástica.

4.1.1.1. Selective Laser Sintering (SLS)

Por volta da mesma altura que a estereolitografia, apareceu um outro processo: sinterização seletiva por laser do inglês *Selective Laser Sintering* (SLS) patenteada por Carl Deckard no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Texas em Austin. Entrou nos mercados em 1992 pela DTM, nos E.U.A, e pela E.O.S na Alemanha em 1994 e pertence à classe da ASTM: *Powder Bed Fusion* (Manfred 2014).

O SLS é um processo aditivo que usa um laser de CO₂ para sinterizar seletivamente uma fina camada de pó onde as espessuras podem variar entre 20 e 100 microns. Esse pó não está restrito a um pó específico, podendo este ser de diversas naturezas: polimérico, metálico, cerâmico ou materiais compósitos (Sushant 2014).

O processo inicia-se numa câmara de construção pré-aquecida, onde é depositada uma fina camada de pó na plataforma de trabalho, que vai aquecer até uma temperatura ligeiramente abaixo do ponto de fusão. De seguida, um feixe de laser varre a superfície do pó e ao incidir nas partículas vai provocando a fusão parcial da interface do pó, originando assim uma estrutura sólida parcialmente porosa da secção do modelo. A plataforma de trabalho desce, outra camada de pó é nivelada e o processo repete-se até o protótipo estar completo (Figura 47) (Manfred 2014).

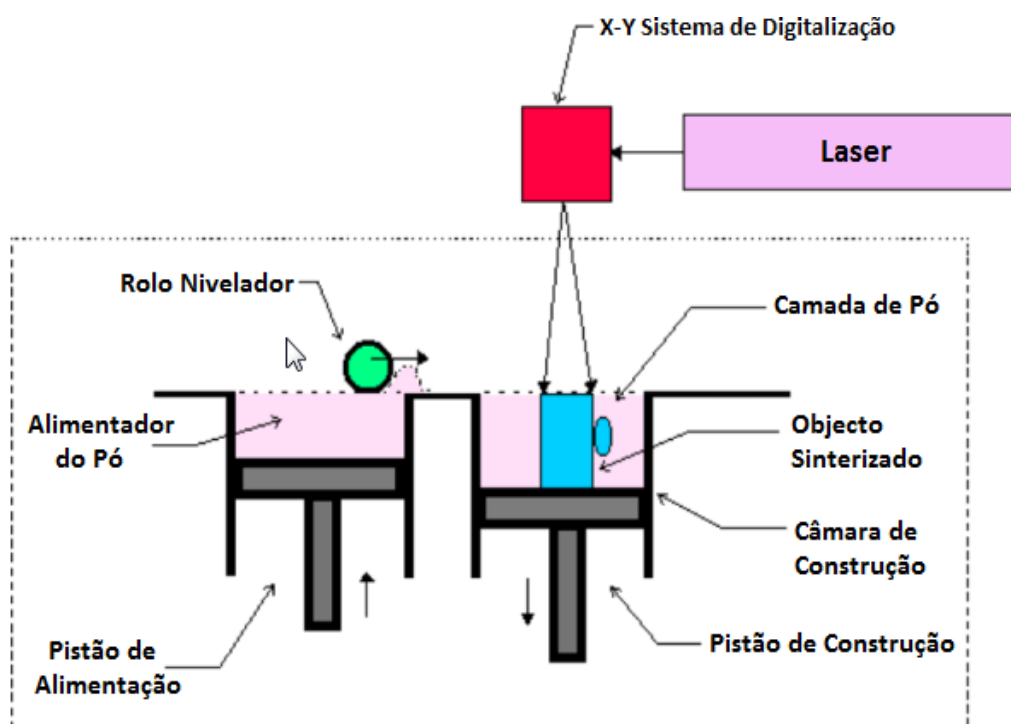


Figura 47 -Esquema do princípio de funcionamento do processo de sinterização seletiva a laser (SLS) - adaptado de (Manfred 2014).

Fusão seletiva por Laser (SLM)

O processo de SLS obriga a que os pós em utilização sejam submetidos a elevadas temperaturas, mas nunca superiores à temperatura de fusão do próprio material. Mas por vezes, aparecem casos onde o pó do material atinge o ponto de fusão provocado pela incidência do laser. Nestes casos deixa-se de estar num processo de SLS e passa-se a chamar processo de fusão seletiva a laser (SLM), do inglês *Selective Laser Melting* (Bertol 2008), sendo esta a única diferença no desenvolvimento do fabrico de um para o outro.

Sinterização direta de metal por laser (DMLS)

Tendo por base o princípio de sinterização a laser, o processo de sinterização direta de metal (DMLS) surgiu com a necessidade crescente da obtenção de peças metálicas mais complexas e com melhor resolução, sendo a empresa EOS GmbH, na Alemanha, a primeira empresa europeia a lançar uma tecnologia deste tipo, introduzindo o seu primeiro equipamento em 1994 (Bertol 2008).

De uma forma similar ao processo SLS, as áreas selecionadas do pó metálico são sinterizadas por um laser em atmosfera inerte, não sendo necessária a utilização de ligantes. O material solidifica, uma nova camada de pó é adicionada, possibilitando ao laser varrer novamente as áreas desejadas. Desta maneira, camada por camada, o modelo sólido vai sendo construído. Mas apesar de se processar da mesma forma, o DMLS apresenta algumas vantagens sobre o processo SLS tais como:

- Apresenta uma maior resolução de detalhe e permite a produção de peças mais complexas. Tal é proporcionado pela utilização de menores diâmetros dos pós metálicos que permitem obter espessuras de camadas muito pequenas.
- Tem a capacidade de processar pós de titânio e outros tipos de pós metálicos diretamente na máquina, sem a utilização de ligantes;
- As peças não necessitam de pós-tratamento (Jardini et al. 2011).

Hoje em dia, uma grande variedade de ligas utilizadas na área médica estão disponíveis para se utilizar em processos de DMLS, como por exemplo as ligas leves de titânio como a Ti6Al4V e o TiCP sendo possível a criação direta de implantes (Figura 48).

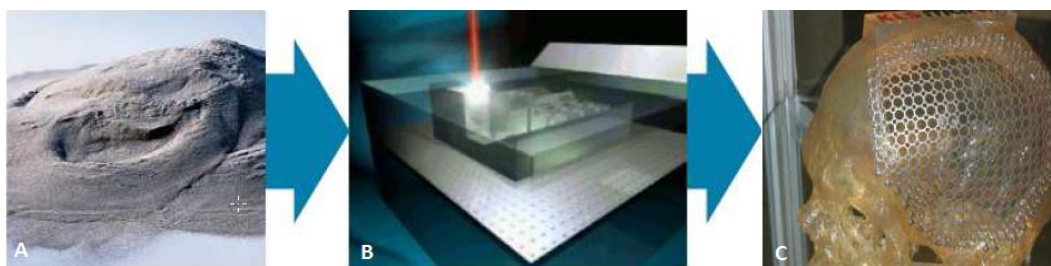


Figura 48 - Fabricação de implante craniofacial por sinterização direta de metal por laser, (A) Matéria-prima em pó, (B) Processo DMLS, (C) Implante aplicado num modelo - adaptado de (Jardini et al. 2011).

Na reparação CMF foram já relatados vários casos de aplicação de próteses bem sucedidas produzidas pelo processo DMLS. Drstvensek, em (Jardini et al. 2011) reporta dois casos clínicos de próteses produzidas em Ti-6Al-4V que foram implantadas com sucesso.

No primeiro caso (Figura 49) a funcionalidade da prótese era corrigir uma assimetria grave na face do doente já no segundo caso (Figura 50) a função do implante era a de reconstruir uma ausência óssea no crânio.

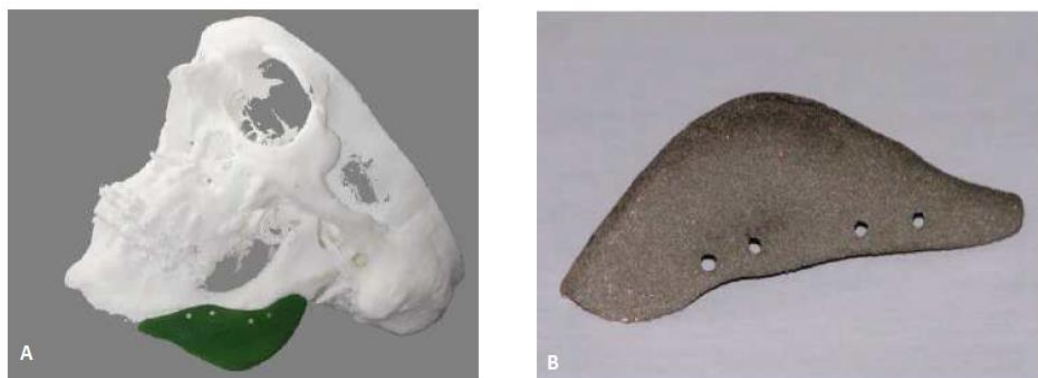


Figura 49 - (A) Modelo virtual da região a ser reconstruída, (B) Implante fabricado por DMLS (Jardini et al. 2011).

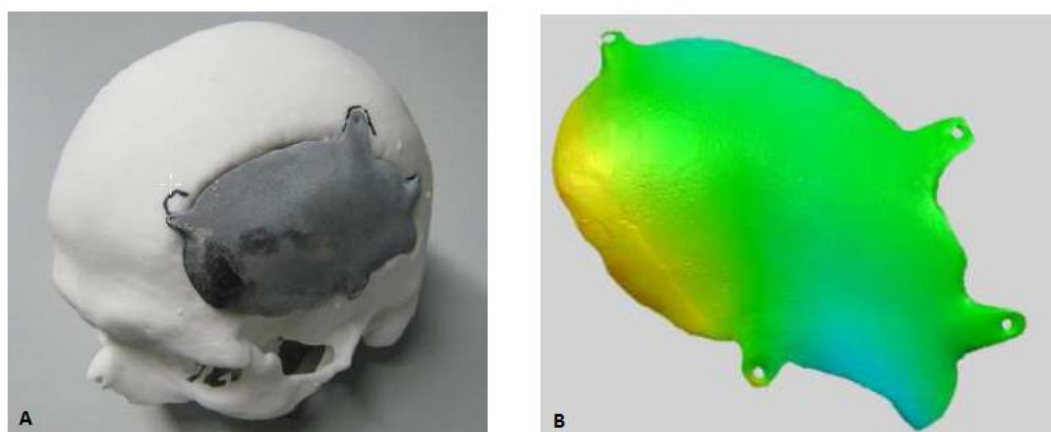


Figura 50 - (A) Prótese fabricada por DMLS aplicada num modelo com o defeito, (B) Resultado de inspeção geométrica virtual (Jardini et al. 2011).

Outro caso de sucesso da implementação de uma prótese de titânio, é relatado no jornal da Unicamp (Silva 2013). Marcelo Magno de 28 anos em 2011 sofreu um acidente de moto que lhe provocou uma fratura craniana grave. Hoje vive com uma prótese de titânio implantada do lado direito da cabeça (Figura 51), fabricada em DMLS no Laboratório Biofabris em Campinas, Brasil.

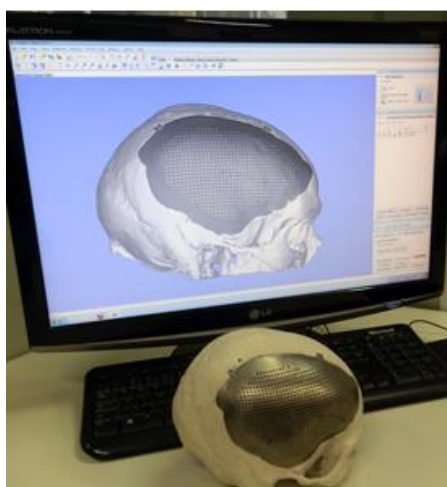


Figura 51 - Desenho do modelo da prótese em computador e respectiva prótese fabricada em DMLS acoplada no modelo do crânio (Silva 2013).

4.1.1.2. Electron Beam Welding (EBW)

Fusão por feixe de elétrons, citado na literatura como EBW, do inglês *Electron Beam Welding* é um processo que foi desenvolvido pelo físico alemão Karl-Heinz Steigerwald, que trabalhava com várias aplicações de feixe de elétrons.

Este é um processo de soldadura por fusão que cria objetos metálicos sólidos a partir de pó metálico, pertencente ao grupo *Directed Energy Deposition* definido pela ASTM. O pó é distribuído uniformemente na área de trabalho, depois é pré aquecido até uma temperatura específica (dependendo do material) e por fim um feixe de elétrons de alta velocidade é aplicado ao material fazendo o varrimento da geometria exata do modelo 3D (Figura 52). As peças em trabalho fundem devido à energia cinética dos elétrons para provocarem calor com o impacto. O processo é repetido camada a camada até ficar finalizado (Parthasarathy et al. 2010).

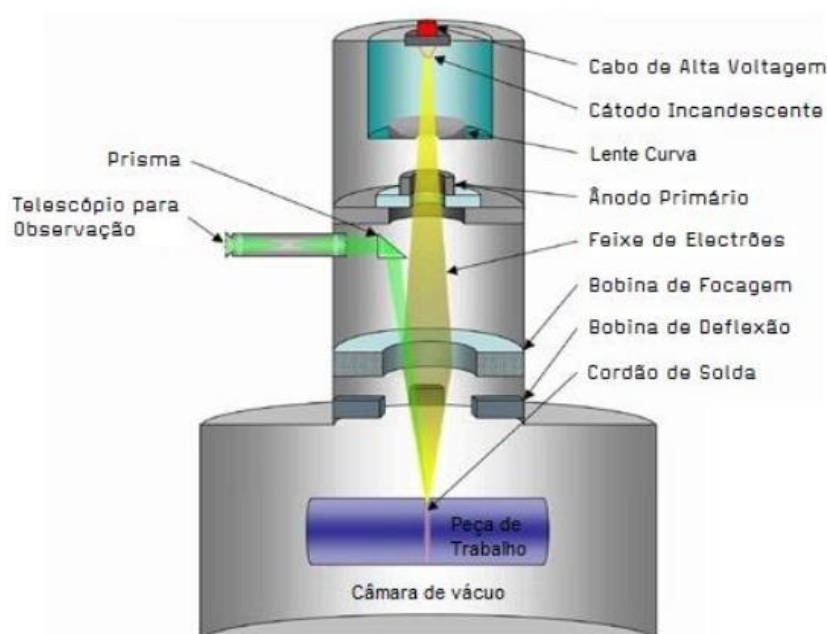


Figura 52 - Processo de fusão por feixe de elétrons, EBM - adaptado de (<http://www.joiningtech.com/industry-references/welding-types/electron-beam-welding>).

Os modelos são construídos em ambiente de vácuo a elevadas temperaturas o que permite ao material aliviar as tensões internas obtendo, assim, melhores propriedades do que por exemplo em peças obtidas por fundição. O pó que não é fundido serve de estrutura de suporte.

Electron Beam Melting (EBM)

Baseado neste processo e princípio a empresa Arcam AB, situada na cidade de Mölndal na Suécia desenvolveu um processo de FA de metal conhecido com *Electron Beam Melting (EBM)* capaz de produzir peças metálicas densas e porosas (Parthasarathy et al. 2010).

Este método é hoje muito requisitado pela medicina, por conseguir processar diretamente um projeto de um implante CAD num modelo físico de metal, em particular por permitir a produção de implantes feitos por medida que colmatam uma qualquer falha óssea, partindo de dados de uma TC. O material mais utilizado neste processo é o Ti6Al-4V (com um nível de oxigénio de 0,13 %) (Lehman e Casap 2014) por ser um material biocompatível com o corpo humano como estudado já anteriormente.

São já vários os casos de sucesso de implantes fabricados por este processo e implantados em pacientes. É o caso, relatado pelo médico Jules Poukens (Poukens et al. 2010) de uma paciente que sofreu um traumatismo provocado por um acidente de carro, que foi submetida a uma cirurgia para remover grande parte do osso do crânio que estava a provocar grandes pressões sobre o cérebro. Assim como forma de colmatar esta falha foi desenvolvida uma prótese por EBM que foi implantada com sucesso (Figura 53).

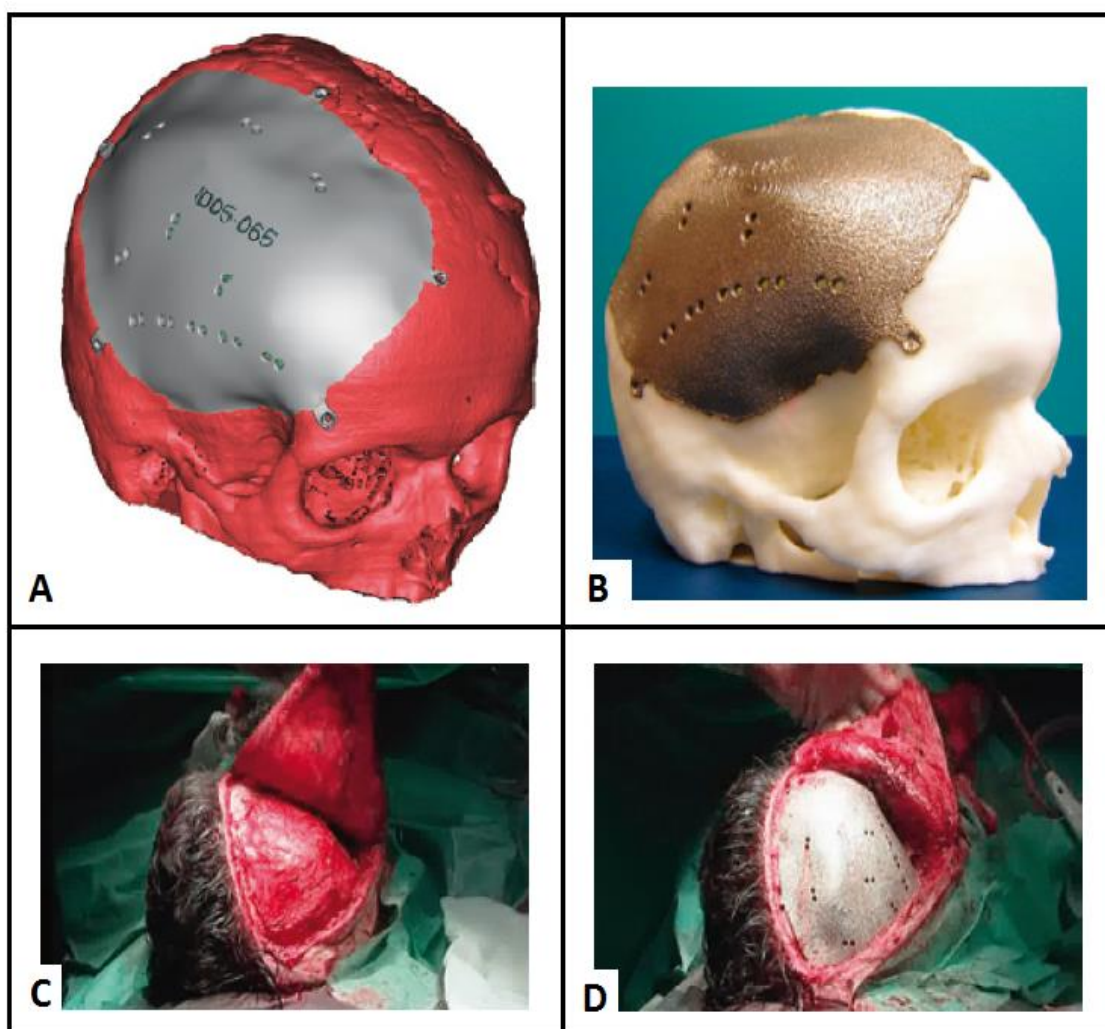


Figura 53 - Implante obtido pelo processo EBM: (A) Design do Implante do Crânio em CAD (B) Ajuste do implante de titânio (C) Abertura do couro cabeludo (D) Aplicação do implante - adaptado de (Poukens et al. 2010).

Na Figura 54 é apresentado outro caso de uma falha óssea craniana onde se recorreu ao processo de EBM para a criação de um implante poroso de titânio à medida do paciente (Parthasarathy 2014).

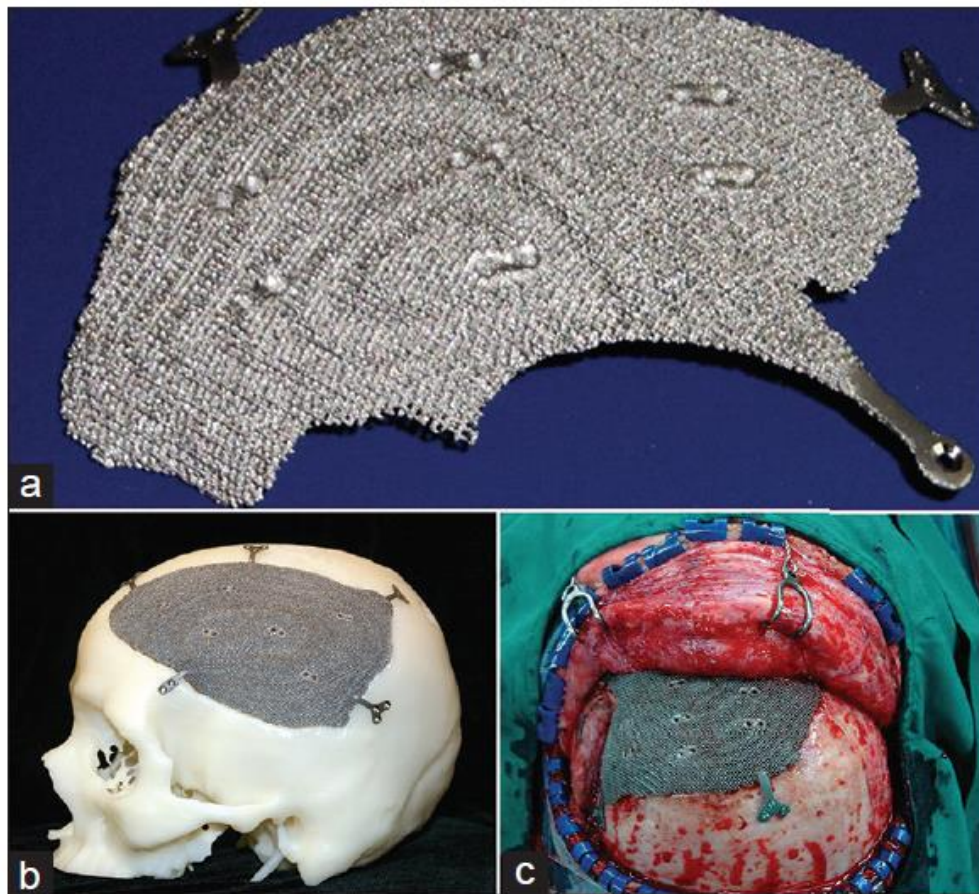


Figura 54 - (a) Implante de titânio poroso à medida do paciente feito pelo processo EBM, (b) Implante aplicado sobre o modelo do crânio, (c) Cirurgia de implementação e fixação do implante - adaptado de (Parthasarathy 2014).

4.1.1.3. Estereolitografia (SL)

Estereolitografia (ASTM: *Photo-polymerization Process*) é um processo pioneiro que deflagrou a revolução da prototipagem rápida, patenteado em 1986 por Charles W. Hull e com o início da sua produção industrial em 1987 pela 3D Systems Inc., nos E.U.A. (Lino e Neto 2000). Este processo tem por base a construção de modelos tridimensionais por fotopolimerização de polímeros líquidos sensíveis à luz, que polimerizam quando expostos à radiação ultravioleta.

Um dispositivo SL é formado essencialmente por uma plataforma que se encontra mergulhada num banho líquido de resina epóxi ou acrílica e por um feixe laser de raios ultravioletas com alta precisão de foco (Figura 55).

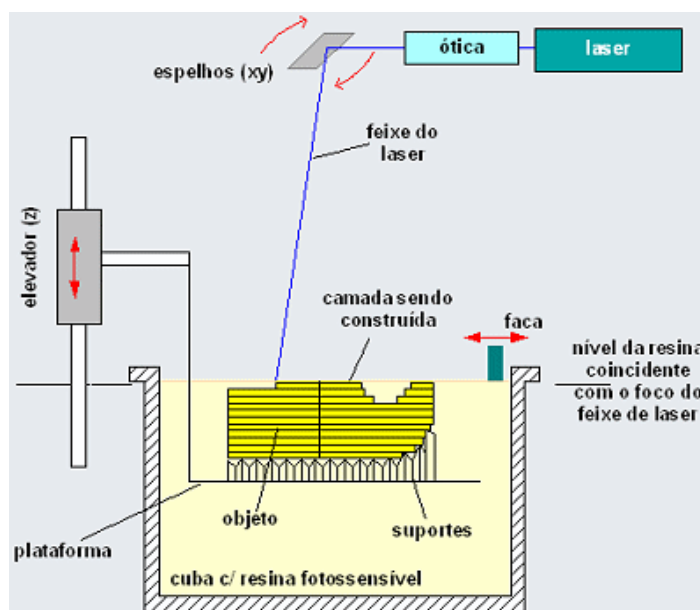


Figura 55 -Esquema do princípio de funcionamento de uma máquina de Estereolitografia - adaptado de (<http://www.moldesinjecaoplasticos.com.br/prototipagem.asp>).

O processo inicia-se com o movimento do feixe laser, que traça uma primeira camada sobre a resina, de acordo com o caminho estipulado, solidificando-a na seção transversal do modelo e deixando as demais áreas líquidas. Após a criação da primeira camada, a plataforma móvel desce, o feixe laser volta a traçar outra trajetória. Este processo repete-se camada por camada, até a produção da peça estar concluída (Bethany 2014).

Esta tecnologia (SL) tem um forte potencial em aplicações biomédicas em particular nas cirurgias CMF, pois possibilitam a produção anatômica de modelos físicos que auxiliam o planeamento cirúrgico (Figura 56), bem como na produção de modelos de implantes feitos por medida que vão servir de molde para outros processos de fabrico para a obtenção de um implante físico (Manfred 2014)

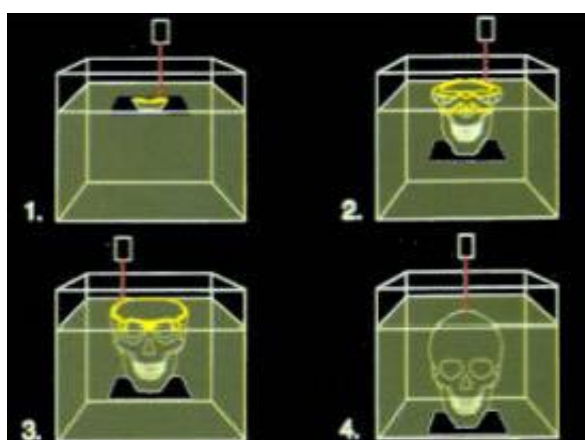


Figura 56 -Desenho esquemático da fabricação de um modelo médico camada por camada (Bertol 2008).

4.1.1.4.Comparação dos Processos

Todos estes processos aqui retratados apresentam as suas vantagens e desvantagens como se pode verificar na Tabela 20.

Tabela 20 - Vantagens e desvantagens dos processos de FA (Graça 2013; Butscher et al. 2011).

	Vantagens	Desvantagens
SLS	<ul style="list-style-type: none"> -Não necessitam de pós-cura; -Não necessita de suportes estruturais; -Grande variedade de materiais utilizados; -Possibilidade de empilhamento de várias peças para fabricação; -Obtenção de peças com elevada resistência mecânica e térmica; -Utiliza polímeros ou metais; 	<ul style="list-style-type: none"> -Contração e empenos do modelo; -Possibilidade de emissão de gases tóxicos; -Consumo energético elevado; -Fraco acabamento superficial; -Elevado custo das matérias-primas;
EBM	<ul style="list-style-type: none"> -As peças obtidas possuem excelentes resistências térmicas e mecânicas; -Processo rápido e elevadas taxas de deposição; -Ambiente controlado (inexistência de oxidação); -Boa eficiência do feixe (95%) e boa precisão ($\pm 0,4$ mm); -Utiliza metais; 	<ul style="list-style-type: none"> -Só pode utilizar materiais com fusão controlada (pós metálicos por exemplo); -Limitado a materiais condutores; -Necessita de vácuo; -O feixe de eletrões produz raios gama; -Custo elevado do equipamento;
SL	<ul style="list-style-type: none"> -Peças com geometrias complexas; -Boa precisão dimensional; -Peças com muito bom detalhe; -Excelente acabamento superficial; -Possível obtenção modelos parcialmente ocos (QuickCast e Skin and Core); 	<ul style="list-style-type: none"> -Necessidade de suportes estruturais; -Contração e empenos do modelo; -Utilização de materiais tóxicos; -Elevado custo das resinas; -Necessidade de pós-cura; -Elevado tempo de fabrico; -Só utiliza polímeros;

4.1.2. Conformação Plástica

A recente adaptação do desenho assistido por computador às tecnologias de fabrico vieram aumentar drasticamente a eficiência e a obtenção de bons resultados na medicina. Desde que um defeito esteja estável e claramente bem definido antes de uma cirurgia, a modelação por computador pode ser empregue de forma a gerar um modelo virtual 3D de um implante à medida do paciente.

Malhas de titânio em particular têm provado ser eficazes clinicamente na reconstrução estrutural de defeitos do crânio e dos ossos da face, uma vez que proporcionam uma reconstrução estável, definitiva e biocompatível bem tolerada pelo corpo humano. Esta é geralmente, manipulada à mão pelo cirurgião no ato da cirurgia

mas quando surgem defeitos muito grandes, quando os contornos são complexos ou quando existem zonas de acesso anatómico limitado fica difícil obter uma restauração exata (Antonyshyn, Edwards, e Mainprize 2012).

Como forma de encontrar soluções para contornar estas dificuldades, é possível recorrer a processos de conformação plástica como é o caso da Estampagem Convencional e da Estampagem Incremental.

Tal como noutros processos de fabrico também existem para estes processos de conformação softwares de simulação que permitem prever o comportamento das tensões e deformações dos materiais a título de exemplo o software *Abaqus*®.

4.1.2.1. Estampagem convencional

O processo de estampagem convencional ocorre normalmente numa prensa, onde um punção exerce força sobre uma chapa obrigando-a a ganhar a forma definida pelo par punção/matriz (Figura 57). O punção, normalmente o elemento móvel, é a ferramenta convexa que se acopla com a matriz côncava. Faz parte também da ferramenta de estampagem o cerra-chapas, cuja função é manter a chapa encostada à matriz durante todo o processo, impedindo deslocamentos verticais que possam originar defeitos na peça final.

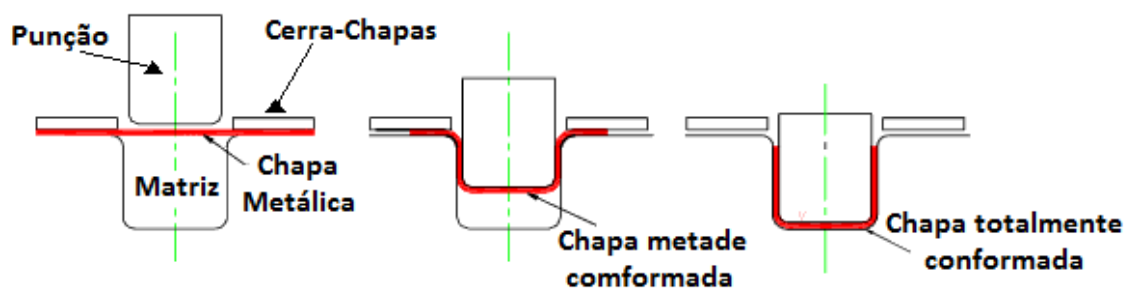


Figura 57 - Processo de estampagem convencional em prensa - adaptado de (http://wiki.ued.ipleiria.pt/wikiEngenharia/index.php/Estampagem#Estampagem_convencional_em_prensa).

O sucesso deste processo de estampagem, bem como a qualidade final da peça conformada, estão dependentes de um amplo leque de variáveis que influenciam direta ou indiretamente a forma do produto final. Algumas dessas variáveis são:

- Medição: força do punção, pressão do cerra-chapas, etc.;
- Condições de operação: posição do molde, velocidade de conformação, etc.;
- Prensa: modo de acionamento, precisão da prensa, etc.;
- Controlo das ferramentas: manutenção, etc.;
- Ferramentas: rugosidade superficial, material da ferramenta, etc.;
- Material: propriedades mecânicas, etc.

Se fosse praticável a recolha da informação de todos estes parâmetros em termos teóricos, seria possível a previsão de defeitos no processo de estampagem em fases iniciais do desenvolvimento, minimizando o custo total, e permitiria uma redução nos tempos. No entanto, tal não é exequível ficando a peça sujeita ao aparecimento de alguns defeitos (Pião 2010), como por exemplo:

- Retorno elástico (springback);
- Formação de rugas/pregas (wrinkling);
- Formação de “orelhas” (earing);
- Redução excessiva da espessura (thinning);
- Roturas ou fissuras.

As ferramentas que se utilizam nos processos de estampagem apresentam as mais variadas configurações tendo sempre como objetivo final a obtenção de uma peça de máxima qualidade ao mais baixo custo. São múltiplos os aspetos construtivos que podem influenciar o resultado final destas, tais como os raios de concordância da matriz e do punção, a existência de freios, etc. Como tal, estas ferramentas podem ser classificadas quanto:

- número de “ações” a que sujeitam o material a trabalhar;
- ao tipo de estampagem que realizam;
- ao material em que são produzidas;
- às operações que realizam.

Nesta dissertação as ferramentas utilizadas para este processo de conformação são consideradas ferramentas de simples e duplo efeito, sendo que estas últimas se diferenciam das primeiras pela existência de cerra-chapas. Pertencem também ao grupo de ferramentas de conformação a frio, produzidas com materiais metálicos e poliméricos

Normalmente o custo de uma ferramenta clássica de conformação plástica é muito elevado. O peso da amortização da ferramenta no custo do produto final é tanto mais elevado quanto mais pequena for a série de peças a fabricar. A utilização de ferramentas mistas poliméricas-metálicas podem reduzir em 75% o custo da ferramenta de estampagem, sendo um excelente meio quando se pretende obter uma única prótese à medida do paciente.

Este processo pode também ser utilizado na produção de implantes à medida do paciente com a criação de uma ferramenta de conformação que é obtida tendo por base a aquisição e processamento de imagens médicas e as técnicas de fabrico. O material normalmente utilizado neste processo de obtenção de próteses são as malhas metálicas

de titânio (Figura 58) Durante o processo de conformação, estas são deformadas, adquirindo uma forma permanente do defeito do paciente (Antonyshyn, Edwards, e Mainprize 2012).

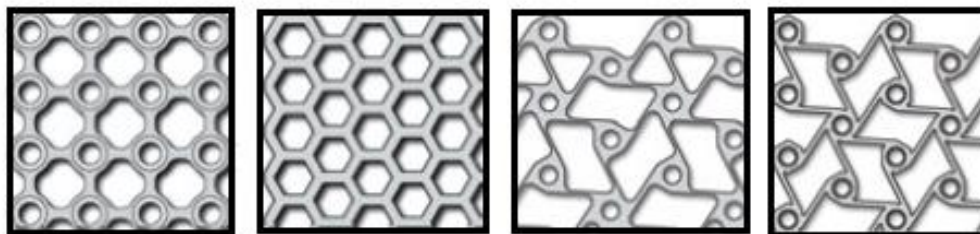


Figura 58 -Diferentes malhas metálicas de titânio comercializadas pela BIOMET – adaptado de (<http://www.biomet.com/trauma/techniques.cfm?pdid=4>).

Este método compreende um conjunto de etapas que devem ser realizadas e cumpridas antes de se realizar o processo propriamente dito de estampagem convencional tais como: obtenção de uma TC da região do esqueleto a tratar, editar e segmentar a imagem digital de forma a obter um modelo tridimensional da região do esqueleto, reconstruir o modelo com o intuito de alcançar um modelo cirúrgico 3D sem defeito no esqueleto, desenhar e obter um modelo 3D de uma matriz e de um punção com a forma do defeito, que permitirá posteriormente a conformação de uma malha metálica, produzir se necessário um serra-chapas, fabricar o molde e por fim conformar a chapa metálica no molde sob a aplicação de uma pressão apropriada (Figura 59).

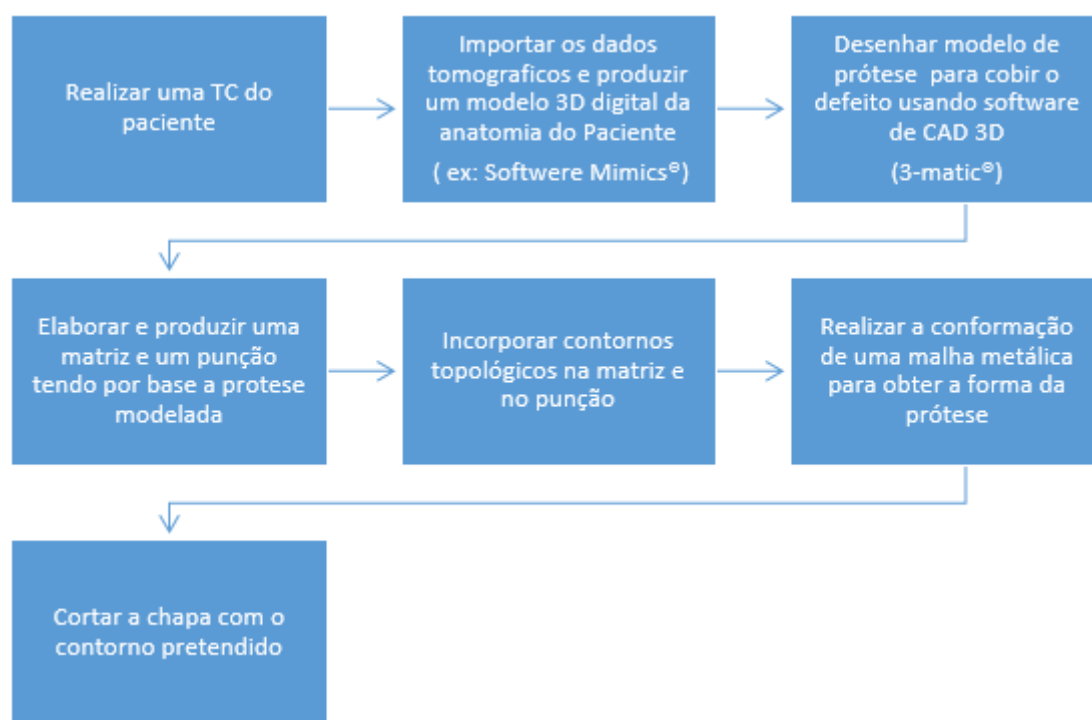


Figura 59 -Fluxograma que ilustra o processo de obtenção de um implante à medida do paciente pelo processo de Estampagem Convencional - adaptado de (Antonyshyn, Edwards, e Mainprize 2012).

São já várias as formas de obtenção de implantes CMF obtidos por este processo, a título de exemplo, na patente de Antonyshyn, Edwards e Mainprize (2012) é descrito um processo de conformação plástica de uma malha metálica onde são incorporados no molde pinos que ajudam a fixar a malha metálica, não a deixando escorregar no momento da compressão (Figura 59), (Figura 61) e (Figura 62).

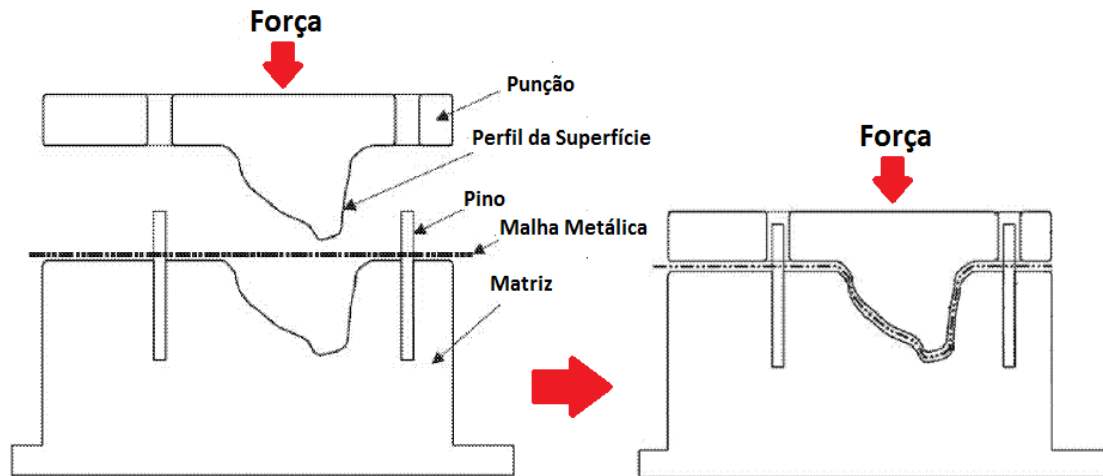


Figura 60 - Representação esquemática do processo de estampagem com pinos - adaptado de (Antonyshyn, Edwards, e Mainprize 2012).

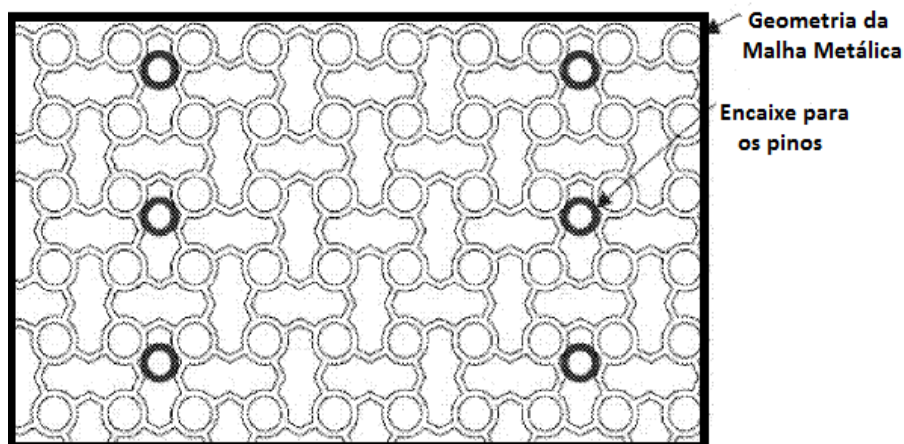


Figura 61 - Vista de topo de malha metálica, depois de ser fixada na matriz - adaptado de (Antonyshyn, Edwards, e Mainprize 2012).



Figura 62 - (A) Malha metálica conformada depois de ser removida do molde; (B) Malha metálica cortada com a forma do implante - adaptado de (Antonyshyn, Edwards, e Mainprize 2012).

Um doente que sofria de uma infeção no osso frontal do crânio necessitou de ser submetido a uma cirurgia, onde lhe foi removido o osso biológico e aplicada uma prótese feita em malha metálica pelo processo de estampagem. Na Figura 63 está representada toda a sequência do processo desde a aquisição da TC até ao momento da cirurgia.

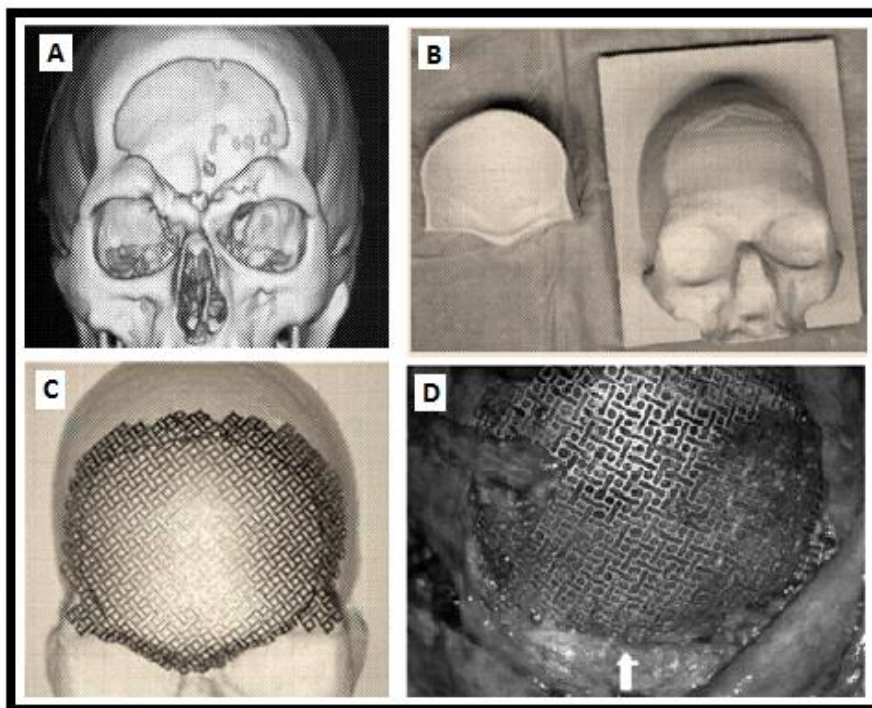


Figura 63 - (A) TC 3D do defeito do osso craniano, (B) Punção e matriz, (C) Malha conformada (D) Aplicação cirúrgica - adaptado de (Antonyshyn, Edwards, e Mainprize 2012).

4.1.2.2. Estampagem Incremental (ISF)

O desenvolvimento de processos de FA que utilizam uma abordagem de conformação plástica incremental sofreu um grande desenvolvimento na última década (Rodrigues 2013).

Normalmente, o processo de estampagem convencional de chapas metálicas, que tem por base a utilização de prensas e respetivas ferramentas (punção/matiz), é implementado quando se pretende produzir grandes quantidades de componentes durante um curto intervalo de tempo. No entanto, existem situações em que o número de peças a produzir é pequeno ou mesmo único, como o caso do desenvolvimento de próteses à medida do paciente, não se justificando economicamente a utilização de prensas hidráulicas ou mecânicas convencionais. Nestes casos, uma abordagem alternativa possível é a utilização de processos de estampagem incremental (ISF), economicamente viáveis para a produção de pequenos lotes (Sena, Sousa, e Valente 2011).

A ideia original de produzir peças por um processo de conformação sem matriz aplicando uma ferramenta (chamado de “dieless forming”) foi patenteado por Leszak nos Estados Unidos da América em 1967, sendo que naquele tempo a tecnologia não estava suficientemente desenvolvida para tornar o processo eficaz. Mais tarde em 1993, graças aos avanços tecnológicos e com implementação do controlo numérico por computador (CNC) em equipamentos de FA, foi introduzido no Japão por Matsubara o processo de estampagem incremental de chapas (ISF).

A conformação incremental de chapas pode ser feita em qualquer fresadora universal desde que tenha no mínimo um sistema de controlo CNC de três eixos. No processo, a chapa plana a conformar é fixa num suporte com cerra-chapas e é deformada plasticamente de forma gradual pelo contacto com uma ferramenta de haste cilíndrica ou cilíndrico-cónica e ponta de geometria esférica ou hemisférica. O contacto com a chapa faz-se, portanto, com uma pequena região da ferramenta que muda de local conforme o movimento imposto (Figura 64) (Lopes 2013).

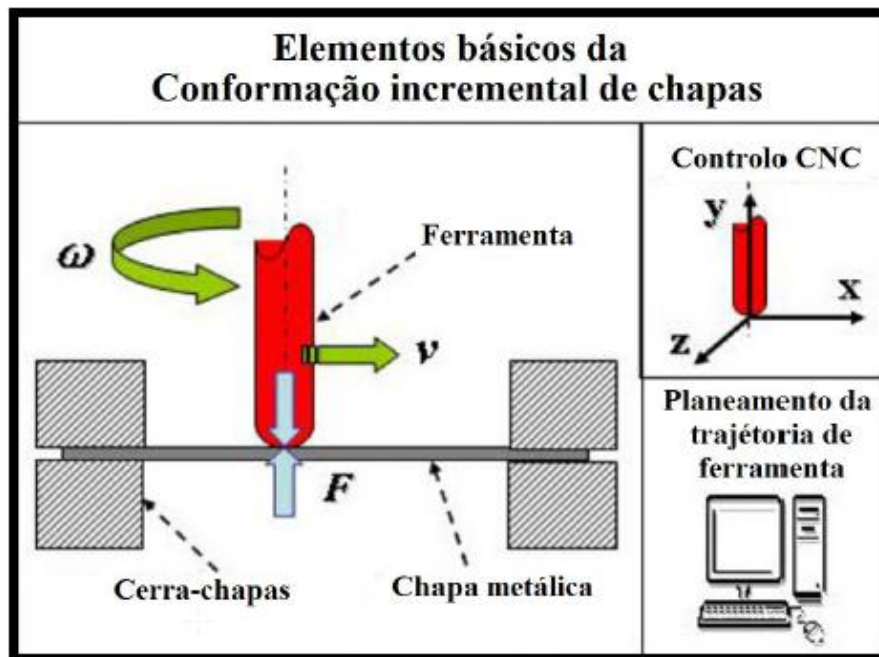


Figura 64 - Elementos básicos necessários para a conformação incremental de chapa (ISF) (Lopes 2013).

Métodos de conformação

O processo de conformação associado à estampagem incremental pode ser realizado por configurações distintas (Figura 65), mas estabelecidas pelos dois tipos gerais de conformação, a conformação negativa e a conformação positiva. Cada tipo traduz um método de execução do ISF: o processo de estampagem incremental de ponto único – *Single Point Incremental (SPIF)* – e o processo de estampagem incremental de dois pontos – *Two Point Incremental Forming (TPIF)* – respetivamente.

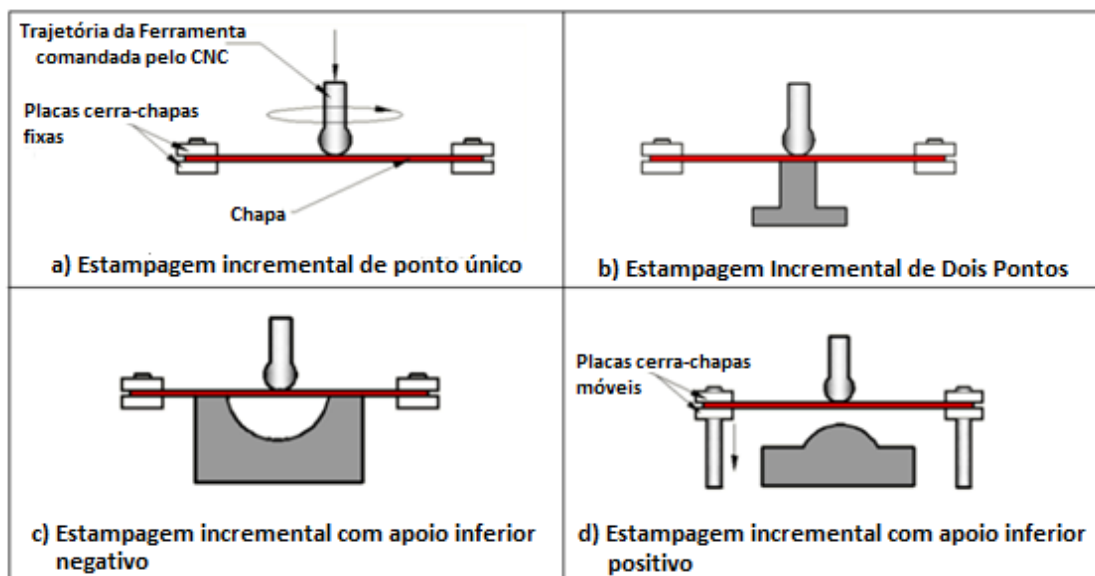


Figura 65 - Configurações distintas do Processo de ISF - adaptado de (Jovani 2010).

- Estampagem Incremental de Ponto Único

Na estampagem incremental de ponto único, não é utilizada qualquer matriz. À medida que a chapa inicialmente plana é estampada obtém-se uma cavidade por deslocamento da ferramenta sobre a chapa metálica (no caso de se utilizar um centro de maquinagem), sendo que a zona do perímetro da chapa se mantém fixa por ação do cerra-chapas (Figura 66)(Rodrigues 2013).

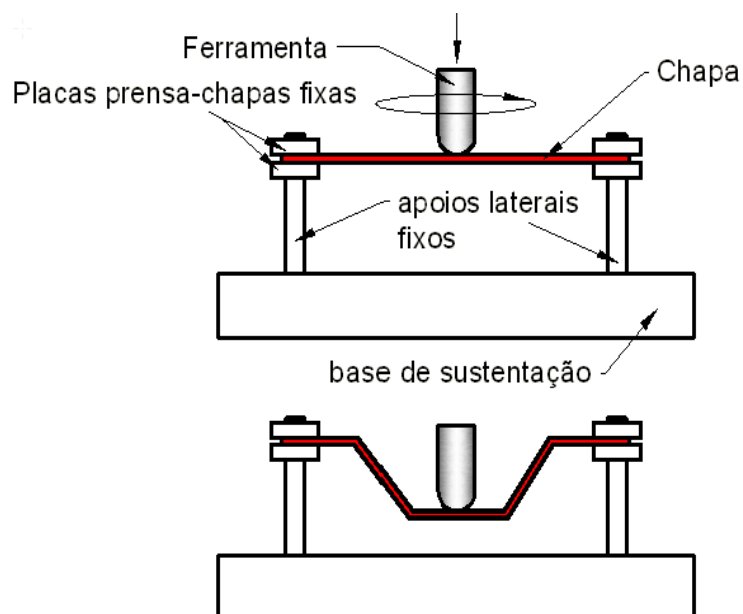


Figura 66 - Estampagem Incremental de ponto único sem apoio inferior (Jovani 2010)

- Estampagem Incremental de Dois Pontos

Na configuração mais comum do processo TPIF, a chapa metálica é presa no cerra-chapas, que se move verticalmente através de guias ao longo do eixo dos z, à medida que uma ferramenta força a chapa metálica num ponto. No centro da chapa existe um apoio estático que pode ser uma matriz parcial ou total que define um segundo ponto (Figura 67) (Lopes 2013).

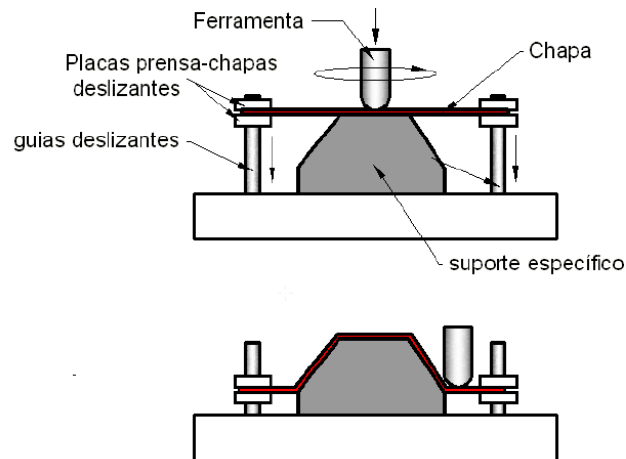


Figura 67 -Estampagem Incremental de dois pontos com suporte inferior específico (Jovani 2010).

A estampagem incremental aplica-se principalmente a pequenos lotes, a peças especiais, a protótipos e a produtos personalizados. Sendo assim, a ISF torna-se uma área importante para a medicina, uma vez que as diferenças antropométricas entre os indivíduos são naturais e cada um necessita de um produto com características próprias.

São recentes os estudos realizados na produção de próteses CMF por este processo. A título de exemplo Castelan Jovani (2010) descreve o processo de obtenção de uma prótese craniana recorrendo ao processo de estampagem incremental de ponto único com auxílio de um apoio inferior negativo (Figura 68).

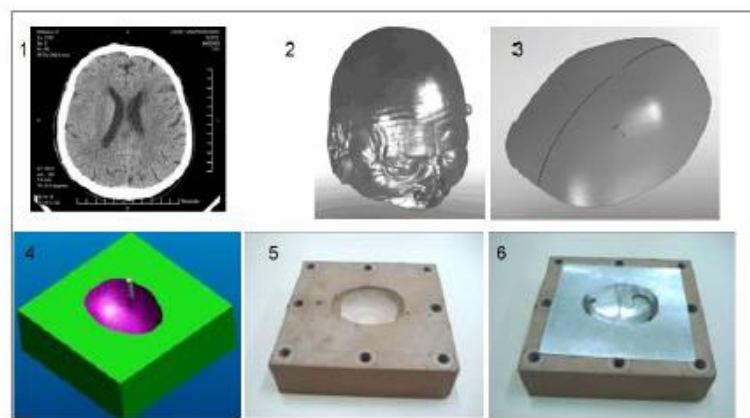


Figura 68 -Etapas do processo de ISF de uma prótese craniana. 1) Imagens de uma TC; 2) Modelo STL; 3) Modelo STL melhorado, específico da região do implante; 4) Simulação do processo de maquinagem do molde inferior; 5) Molde inferior maquinado; 6) Estampagem incremental da chapa;(Jovani 2010).

Já Rogério Araújo (2013) recorre ao mesmo processo para desenvolver uma prótese facial mas sem recorrer a qualquer tipo de apoio (Figura 69).

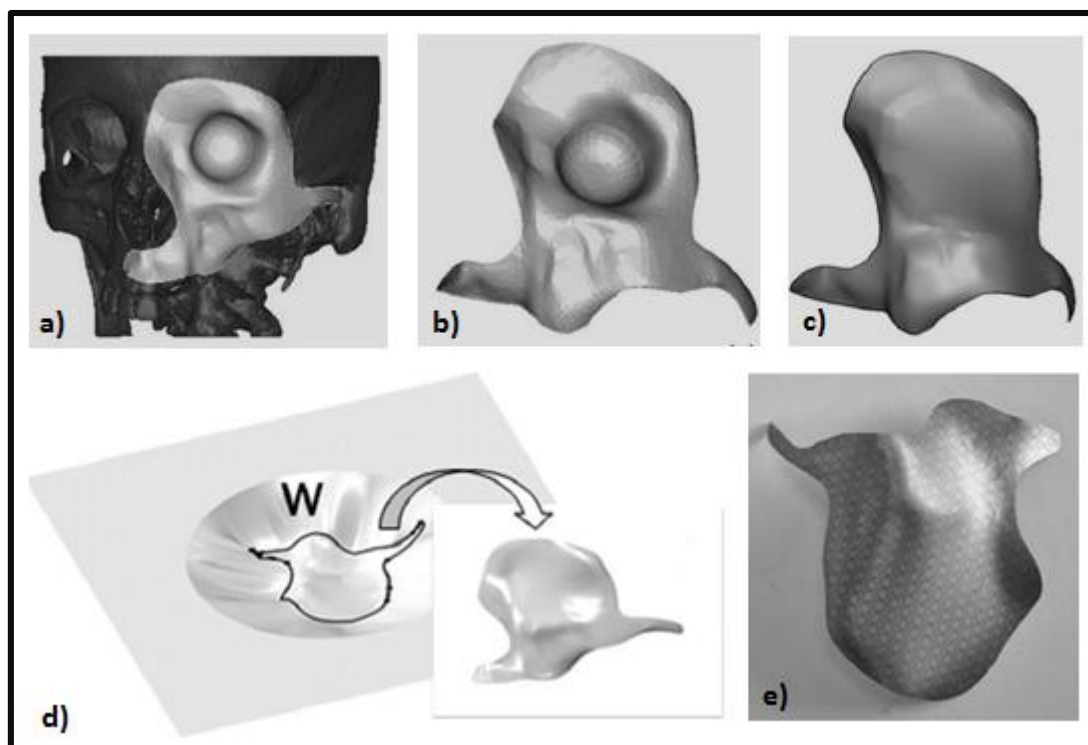


Figura 69 - Fases do processo de ISF de uma prótese orbital. a) Modelo CAD 3D do crânio e da prótese b) Geometria do modelo real do implante da face c) Geometria simplificada para o processo de ISF d) Representação esquemática da peça conformada por SPIF e respetiva remoção e) Fotografia do implante - adaptado de (Araújo et al. 2013).

Qualquer um destes casos são baseados em casos reais de doentes que sofreram perda óssea, no entanto nenhum deles foi ainda aplicado a nível cirúrgico.

4.1.2.3. Estados de Deformação

As tecnologias de conformação plástica dos metais tiveram um desenvolvimento apreciável na última década, com a utilização de novos métodos e meios experimentais de análise dos processos por deformação plástica.

Torna-se fundamental compreender alguns conceitos utilizados neste tipo de análise experimental de deformações como é o caso do diagrama dos estados de deformações e o conceito de Curva Limite de Estampagem (CLE) do inglês *Forming Limit Diagrams* (FLD) (Santos, Duarte, e Rocha 2005).

Diagrama dos Estados de Deformação

A representação dos estados de deformação num diagrama necessita de três variáveis, as deformações logarítmicas ϵ_1 , ϵ_2 , ϵ_3 . No entanto, a condição de incompressibilidade ($\epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3 = 0$) reduz este espaço a duas variáveis independentes. É assim possível, representar todos os modos de deformação no plano das deformações principais ϵ_1 , ϵ_2 , como se pode verificar na Figura 70.

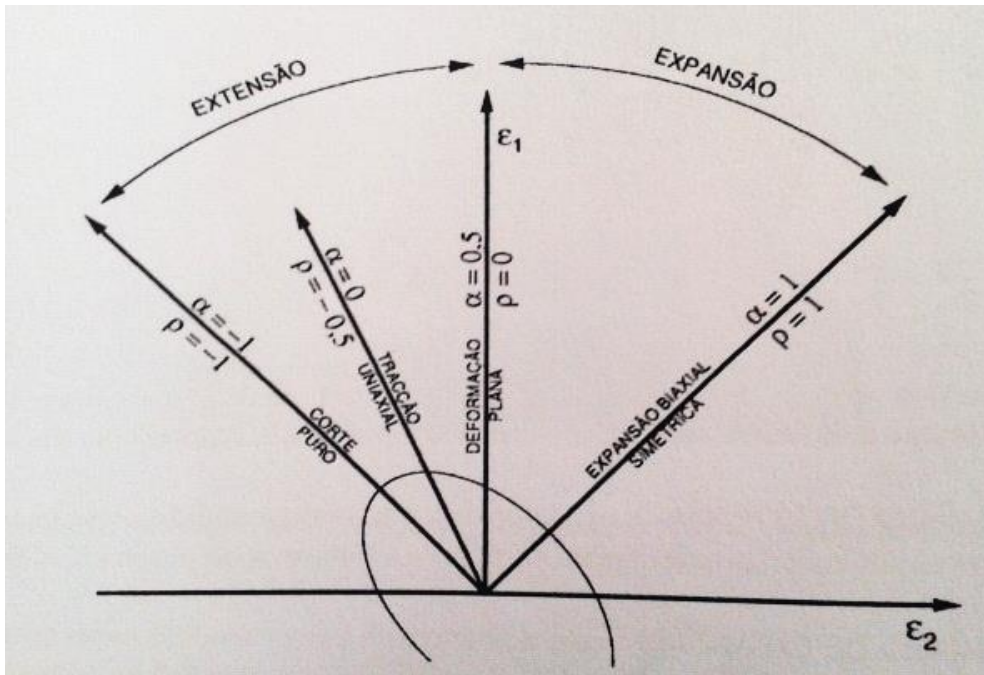


Figura 70 - Estado de deformação geralmente encontrado num processo de estampagem (Santos, Duarte, e Rocha).

Neste diagrama dos estados de deformação distinguem-se dois domínios correspondentes a modos de solicitação distintos:

- Domínio de Extensão
- Domínio de Expansão

De notar que estes domínios estão intimamente relacionados com o modo como é executada a estampagem. Como tal, uma estampagem sem cerra-chapas, conduz a deformações predominantes de extensão, enquanto, uma estampagem com recurso a um cerra-chapas conduz a deformações predominantes de expansão (Santos, Duarte, e Rocha 2005).

Curva limite de estampagem CLE

Quando se pretende obter sucesso num processo de estampagem é fundamental ter em atenção os parâmetros experimentais a selecionar. No entanto, esses parâmetros são numerosos e complexos (atrito, folga punção-matriz, lubrificante, configurações das ferramentas, pressão do cerra-chapas, velocidade do punção etc.). Todos estes parâmetros explicam por si só o sucesso da noção de curva limite de Estampagem (CLE)

A CLE foi introduzida por Keeler e Godwin, nos anos sessenta para caracterizar a “formabilidade” das chapas finas ou seja a sua aptidão para a deformação plástica.

Estes autores constataram que era possível definir no plano de deformações principais ε_1 , ε_2 , uma curva separando o domínio das deformações admissíveis do domínio das deformações de rotura.

As curvas são determinadas experimentalmente em laboratório a partir de ensaios mecânicos que simulam as condições de estampagem, apresentando diferenças valores consoante o material em causa (Santos, Duarte, e Rocha 2005). Na Figura 71 seguinte é apresentado a CLE característica dos metais.

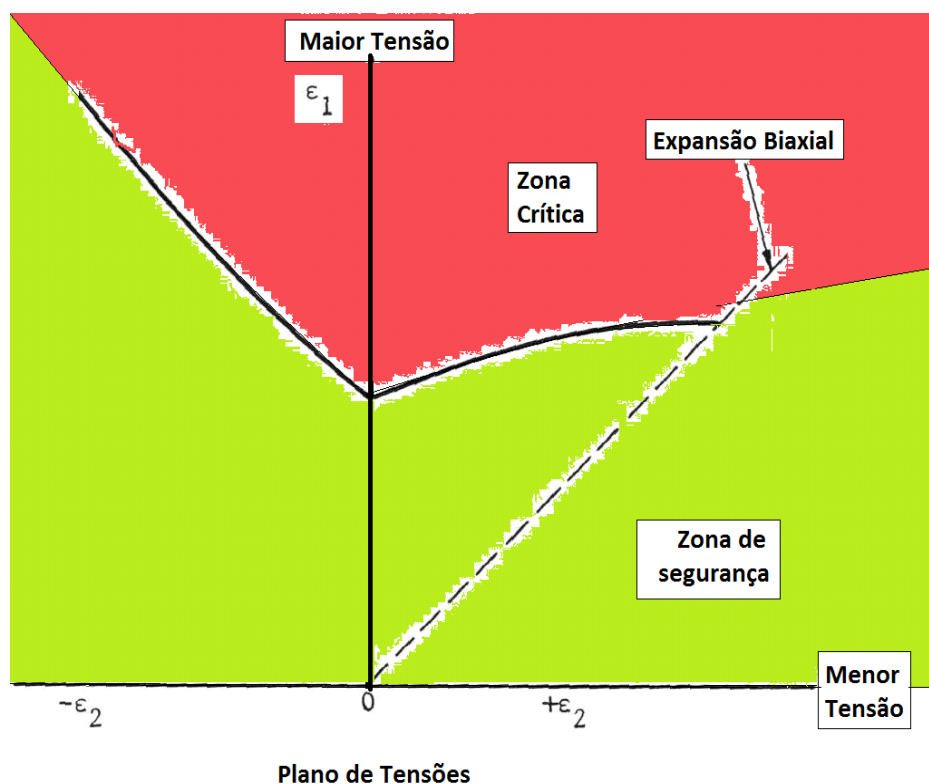


Figura 71 -Diagrama da Curva Limite de Estampagem dos metais - adaptado de (<http://lib.znate.ru/docs/index-99986.html>).

2ºPARTE TRABALHO EXPERIMENTAL

Na segunda parte desta dissertação apresenta-se o trabalho experimental realizado com objetivo de desenvolver próteses CMF por processos alternativos à fundição, em particular recorrendo ao processo de conformação plástica por estampagem convencional e pelo processo de estampagem incremental (ISF). Para efeitos comparativos destes dois processos foram tratados dois casos clínicos de pacientes com defeitos ósseos diferentes, um a nível da área frontal-orbital e outro ao nível da área parietal.

Para tal, este trabalho prático foi sendo elaborado em diferentes fases.

Uma primeira fase foi dedicada à formação e aquisição de conhecimentos na manipulação de softwares de biomodelação e na respetiva criação de biomodelos, tendo por base o uso do FA.

A segunda fase esteve centrada na obtenção das matérias-primas necessárias para a produção das próteses, respetivamente chapa e malhas metálicas de titânio biocompatível, e no desenvolvimento e aquisição de todas as ferramentas necessárias para os processos de fabrico.

Num período final desta fase foram ainda iniciados trabalhos de simulação, para o processo de estampagem convencional como forma de analisar o comportamento de diferentes materiais de titânio.

Por fim foram realizados todos os processos de conformação em estudo sendo feita uma análise detalhada dos acontecimentos e comportamentos dos diferentes materiais para os respetivos casos e procedimentos.

CAPÍTULO 5 - BIOMODELAÇÃO

5.1. Formação e Manipulação de Softwares para Biomodelação

Na realização deste trabalho experimental foram utilizados os softwares *Mimics* e 3-matic para a manipulação e reconstrução 3D dos casos em estudo por serem softwares disponíveis no INEGI.

Uma vez que o contacto tido com estes softwares até ao momento do desenvolvimento desta dissertação era praticamente nulo, foi proporcionado por identidades do INEGI uma formação profissional de 16 horas “Ação de Formação de *Mimics* Innovation Suite” ministrada pelo formador Engenheiro Ricardo Gaspar da empresa *Distrim Sistemas, LDA*.

Nesta formação foram instruídas todas as técnicas de segmentação de imagens 2D e sua modelação, bem como a manuseamento do programa CAD 3D que permite obter um sólido correspondente à geometria da prótese. Estas técnicas foram já descritas com maior detalhe no capítulo 3 ponto 3.2.2.

5.2. Dados Médicos e Respetivos Casos de Estudo

Como referido anteriormente, ao longo deste trabalho experimental foram analisados dois casos de estudo distintos:

- **1º Caso Fratura Frontal-Orbital**

A aquisição de dados foi obtida a partir de uma TC de um caso real de um paciente, cedido gentilmente, pelo Hospital São João do Porto. Estas imagens foram introduzidas no *Mimics*® para serem tratadas e segmentadas e posteriormente no 3-matic® onde a prótese foi projetada (Figura 72). No capítulo 3 foram já apresentadas algumas imagens correspondentes a este caso de estudo durante a descrição do projeto de uma prótese.

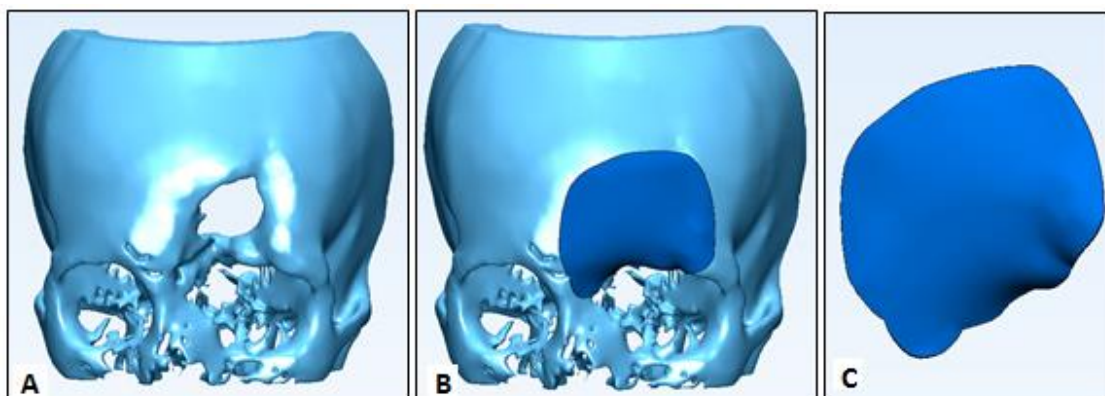


Figura 72 - 1º Caso de estudo: fratura frontal-orbital (A) Fratura; (B) Prótese sobre o crânio; (C) Prótese.

- **2º Caso Fratura Parietal**

Os dados utilizados neste segundo caso (Figura 73) foram cedidos pelo Engenheiro Ricardo Gaspar durante a “Ação de Formação de Mimics Innovation Suite”. Este representa também um caso real, mas desta vez de um paciente que sofreu um traumatismo craniano com perda de massa óssea na área parietal. O tratamento das imagens e a obtenção da prótese foi semelhante ao desenvolvido no 1º caso.

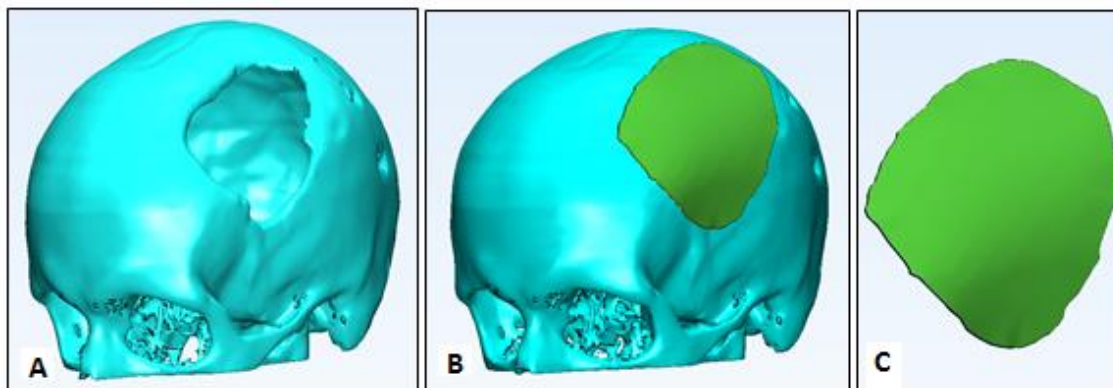


Figura 73 - Caso de estudo: fratura parietal (A) Fratura; (B) Prótese sobre o crânio; (C) Prótese

5.3. Metodologia Utilizada na Produção das Próteses

Ambos os casos seguiram praticamente a mesma metodologia de biomodelação 3D, já apresentada na Figura 28 no ponto 3.2 que segue os seguintes passos:

- a) Aquisição de uma TC do paciente onde esteja presente o defeito ósseo;
- b) Segmentação da imagem 2D e respetiva modelação 3D;
- c) Exportação de um ficheiro STL para:
 - a. Criação de um modelo físico em estereolitografia com vista ao planeamento cirúrgico;
 - b. Manipulação em software CAD 3D de forma a obter um sólido correspondente à geometria da prótese;
- d) Obtenção de modelos físicos 3D de próteses por:
 - a. Estampagem convencional;
 - b. Estampagem Incremental.

CAPÍTULO 6 - SELEÇÃO DOS MATERIAIS

Para a realização deste trabalho o material a ser utilizado foi selecionado tendo por base os pressupostos descritos em 2.3.3, ou seja, um material biocompatível que fosse inerte, radiopaco, não tóxico, não antigénico, não cancerígeno, resistente à fratura por fadiga, possível de esterilizar e moldar, mas acima de tudo capaz de substituir partes do esqueleto craniano.

Tendo em conta a análise bibliográfica apresentada anteriormente sobre as diferentes classes de biomateriais utilizadas no desenvolvimento de próteses e após uma análise detalhada das suas características, vantagens e desvantagens, verificou-se que a escolha adequada recaía sobre a liga de TiCp Gr2 por cumprir com a maioria dos requisitos necessários para a produção de próteses CMF (Figura 74).

Classes dos Biomateriais	
Metais	
Aços Inoxidáveis	
Ligas de CoCr	
Ti e ligas de Ti	
Ouro	
Prata	
Platina	
Polímeros	
Cerâmicos e Vidros	
Compósitos	
Naturais	

Ligas	Normas
Ti-6Al-4V	ASTM F1108-97a
Ti-6Al-4V ELI	ASTM F136
TiCp Gr2	ASTM F67

Figura 74 -Diferentes classes de biomateriais com destaque para o titânio e respetivas ligas.

6.1. Malhas Metálicas

As malhas metálicas de titânio são já muito utilizadas nos dias que correm na produção de próteses CMF. O processo de conformação manual parece ser o mais utilizado até ao momento por parte das entidades médicas durante uma cirurgia, uma vez que estas malhas apresentam espessuras muito pequenas e requerem uma força de conformação reduzida. Tais características tornam-se uma mais-valia para o cirurgião pois permitem-lhe a manipulação da mesma durante a operação possibilitando criar uma forma semelhante à fratura apresentada pelo doente.

Como forma de compreender melhor este procedimento médico, no dia 11 de Março foi realizada uma entrevista ao Dr. José Bilhoto, médico especialista em Cirurgia CMF no Hospital São João do Porto. Na entrevista foram abordados diferentes casos de intervenções cirúrgicas onde foram implementadas malhas de titânio com sucesso. Na opinião deste médico cirurgião, a utilização destas malhas é bastante satisfatória na medida em que permitem devolver ao paciente a forma exterior perdida sem que o organismo a rejeite. No entanto também referiu que por vezes a complexidade da deformidade em causa torna o processo cirúrgico muito difícil, não sendo simples a

aquisição da geometria manualmente, expondo o paciente a longas horas de intervenção, por vezes mais de 6 horas o que não é benéfico para a estabilização do doente no ato operatório e para a saúde do mesmo em geral.

Neste contexto foram abordadas com o médico algumas questões técnicas sobre os processos de fabrico de produção de próteses à medida do paciente que têm sido desenvolvidos pela Engenharia, tais como a estampagem convencional e incremental processos descritos no ponto 4.1.2, com o intuito de conhecer qual a sua opinião sobre os mesmos, ouvir sugestões. Este mostrou-se surpreso com esta possibilidade, referindo ser algo que pode trazer bastantes vantagens à medicina e aos próprios doentes, uma vez que se consegue adquirir uma forma exata da estrutura óssea em falta antes da cirurgia, reduzindo o seu tempo e possibilitando a realização de um maior número de intervenções diárias.

Com base nesta entrevista e no incentivo dado ao desenvolvimento deste tema de dissertação, realizou-se uma pesquisa sobre as diferentes malhas metálicas existentes no mercado mundial e respetivos fornecedores, apresentada no ponto 2.4.2, com o intuito de adquirir várias malhas com diversas geometrias de modo a possibilitar a realização de estudos comparativos entre elas e consequentemente para testar a viabilização da sua utilização nos processos de fabrico. Foram quatro os tipos de malhas metálicas adquiridas pelo INEGI e utilizadas ao longo desta dissertação:

a. Square Hole Titanium Mesh

Square Hole TM é uma malha metálica de TiCp Gr2 que foi adquirida pelo INEGI à empresa chinesa *Beijing Hengjie Medical Devices* com as dimensões de 150x150mm e com 0.6mm de espessura (Figura 75). Esta malha é caracterizada por apresentar alta dureza e boa resistência mecânica, e é normalmente utilizada em áreas que estão expostas a elevadas tensões, como o caso de um defeito de uma grande dimensão na zona craniana.

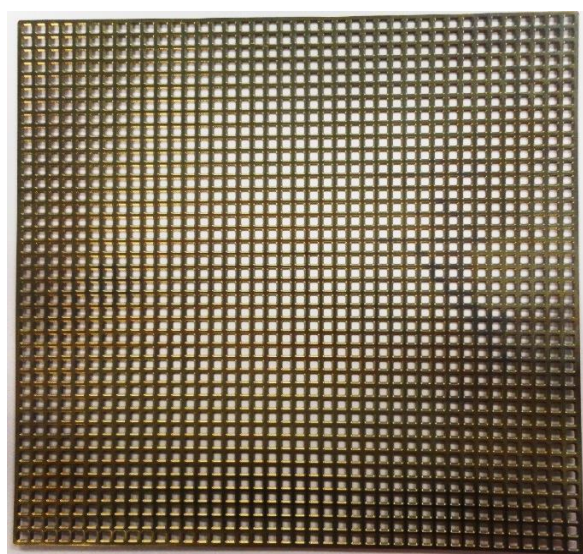


Figura 75 - Malha metálica "Square Hole Titanium Mesh".

b. Skull Titanium Mesh

Esta malha encontrava-se já disponível no INEGI, pois tinha sido adquirida para o desenvolvimento de uma prótese CMF para efeitos de estudo. Foi adquirida à empresa chinesa *Suzhou Youbetter Medical Apparatus Co.*, com as dimensões de 150x150mm, com uma espessura de 0.8mm sendo o seu material o TiCp Gr2. A sua geometria é a apresentada na Figura 76.

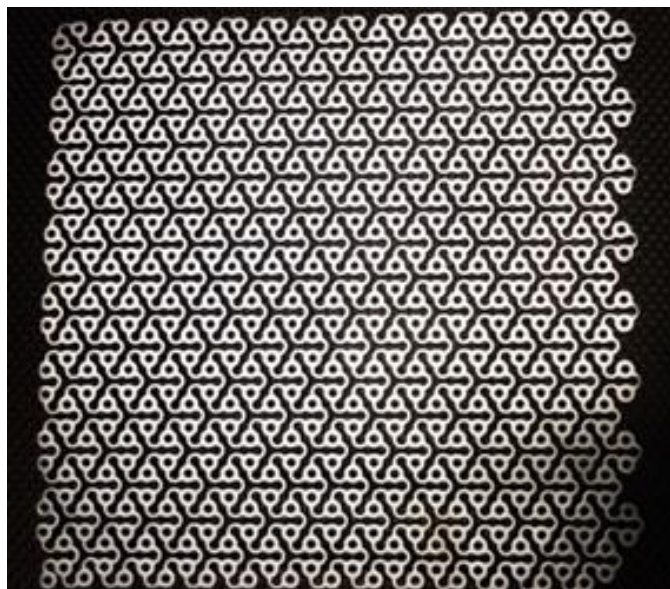


Figura 76 - Malha metálica "Skull Titanium Mesh".

c. Hard 3-D Titanium Mesh

A malha Hard 3-D TM é uma malha metálica de TiCp Gr2 com 150x150mm de dimensão e de 0.6mm de espessura (Figura 77), produzida pela empresa chinesa *Beijing Hengjie Medical Devices* e adquirida também pelo INEGI, apresenta alta elasticidade, é fácil de moldar e apresenta um nível de dureza médio.

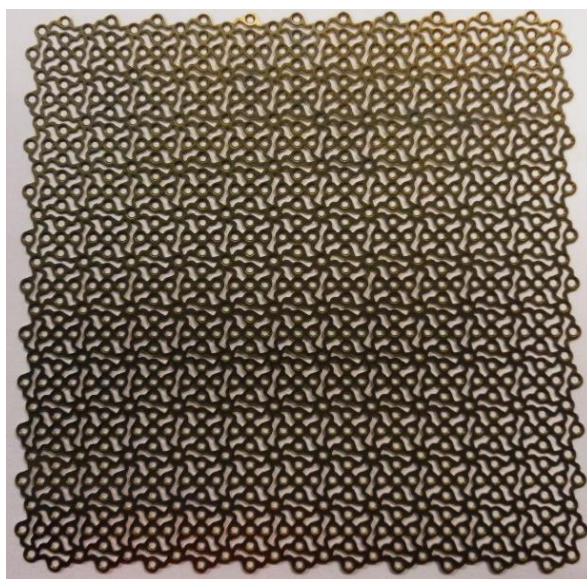


Figura 77 - Malha metálica "Hard 3-D Titanium Mesh".

d. Soft 3-D Titanium Mesh

Esta malha apresenta a mesma geometria que a Skull TM, mas difere na espessura que nesta é de 0.6mm e também no seu padrão que se repete mais vezes para a dimensão de 150x150mm podendo dizer-se que se encontra mais refinada (Figura 78). Foi adquirida também à empresa Beijing Hengjie Medical Devices que a caracteriza como sendo uma malha de alta elasticidade, fácil de moldar, mesmo com as mãos sendo a sua liga o TiCp Gr2.

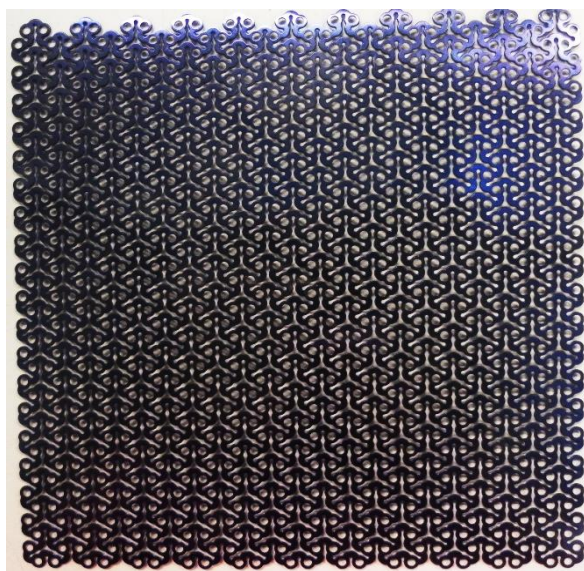


Figura 78 - Malha metálica "Soft 3-D Titanium Mesh".

Todas estas malhas estão certificadas pela norma da ASTM F67, tendo esta sido disponibilizada pelo fornecedor no momento da aquisição dos produtos. Como tal foi possível conhecer qual a composição química apresentada pelo TiCp Gr2 para estas malhas, estando a sua percentagem apresentada na Tabela 21.

Tabela 21 - Composição química do TiCp Gr2 segundo a Norma ASTM F67 (ASTM 2013).

Composição Química (%)						
Elemento	Ni	C	H	Fe	O	Ti
% (máx)	0.03	0.08	0.015	0.30	0.25	99,3

Para além da composição química era necessário conhecer outras características bastante relevantes destas malhas, como a sua microdureza e microestrutura, uma vez que estes dados não foram fornecidos pelo fornecedor.

Ensaios de dureza

Foram realizados ensaios de dureza recorrendo ao método de Dureza Vickers com uma força de 50 gf, realizando 4 medições por cada amostra, estando os resultados representados na Tabela 22.

Tabela 22 - Valores de dureza Vickers para quatro malhas de titânio distintas.

Malhas Metálicas	Amostras	Dureza HV (média)
Square Hole Titanium Mesh		210
Skull Titanium Mesh		207
Hard 3-D Titanium Mesh		177
Soft 3-D Titanium Mesh		169

Análise microestrutural

A análise das microestruturas das diversas amostras das malhas metálicas, teve como principal objetivo identificar a morfologia dos grãos em cada microestrutura com o intuito de verificar se as características apresentadas por estas malhas se assemelhavam as já apresentadas no ponto 2.5 para o TiCp Gr2.

Para se realizar a análise microestrutural no microscópio ótico inicialmente foi necessário executar um polimento mecânico da superfície do material, e provocar um ataque químico, recorrendo ao reagente químico Kroll (2 ml de HF, 4 ml de HNO₃ e 94 ml de H₂O) Os resultados obtidos para as diferentes malhas estão representados nas figuras seguintes:

• Square Hole Titanium Mesh

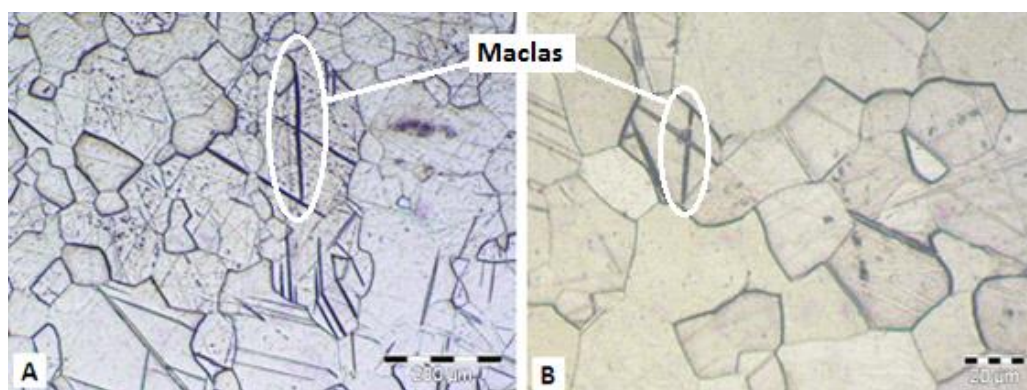


Figura 79 -Registro da microestrutura do TiCp de uma malha "Sqare Hole", atacada com Kroll, TG < 40µm, encontrando-se A e B com diferentes ampliações..

- **Skull Titanium Mesh**

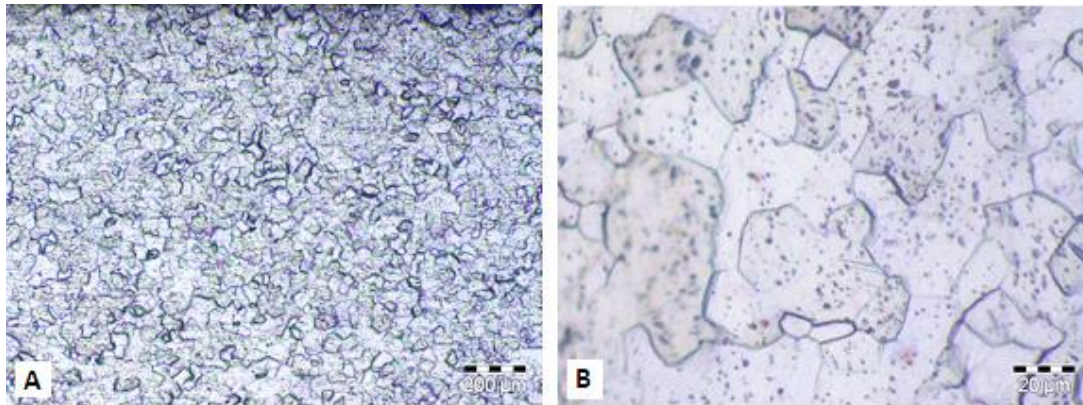


Figura 80 -Registo da microestrutura do TiCp de uma malha "Skull", atacada com Kroll, TG < 20 µm, encontrando-se A e B com diferentes ampliações.

- **Hard 3-D Titanium Mesh**

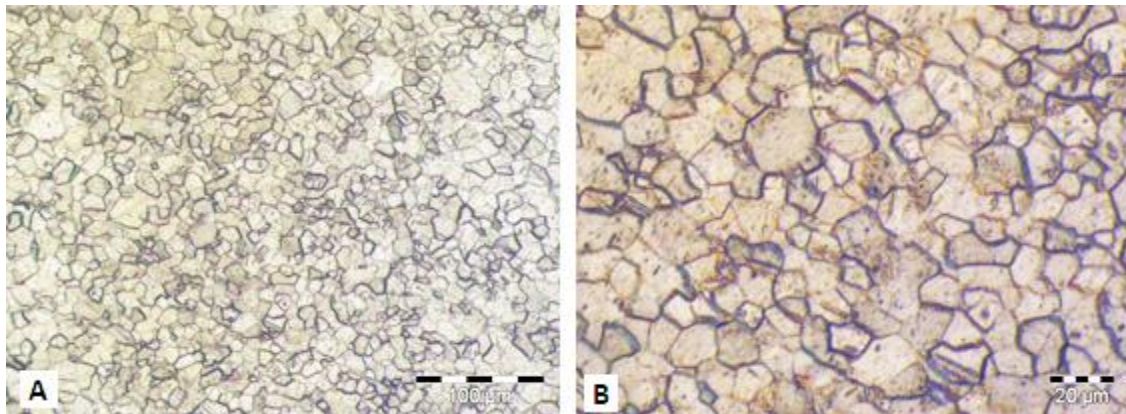


Figura 81 -Registo da microestrutura do TiCp de uma malha "Hard 3D", atacada com Kroll, TG < 10 µm encontrando-se A e B com diferentes ampliações.

- **Soft 3-D Titanium Mesh**

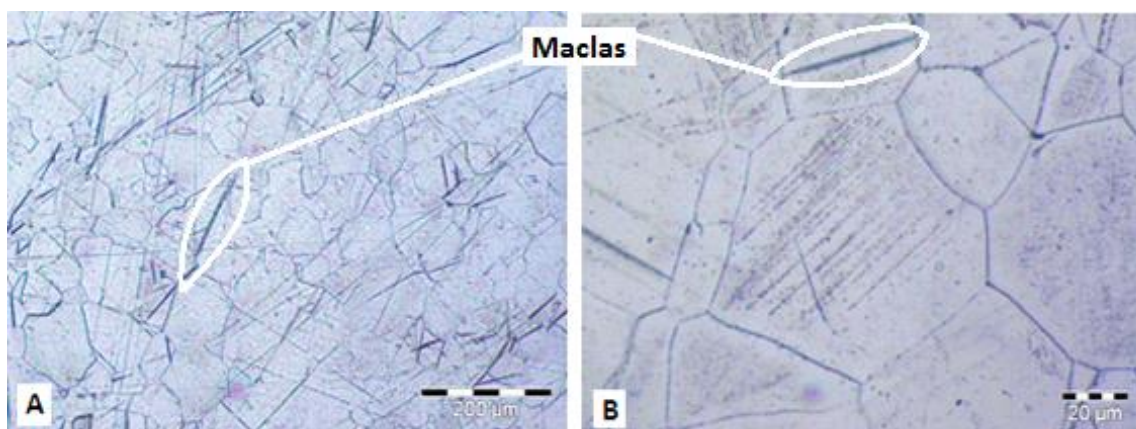


Figura 82 -Registo da microestrutura do TiCp de uma malha "Soft 3D", atacada com Kroll, TG < 100 µm encontrando-se A e B com diferentes ampliações.

Todas estas microestruturas demonstraram concordância com as características apresentadas em 2.5 relativamente ao TiCp. É possível de constatar a orientação policristalina dos grãos, bem como a existência de uma única fase, caracterizada como fase α . De referir, que existem sempre diferenças nos grãos, que podem ser justificadas, pela existência constante de erros de empilhamento dos cristais, que podem ser defeitos pontuais lineares ou planos.

É também visível nestas microestruturas a existência de maclas, mais salientes numas do que noutras (Figura 79**Erro! A origem da referência não foi encontrada.** e REF_Ref391887175 \h Figura 82).

6.2. Chapa Metálica

A conformação de chapa metálica é fundamental quando se pretende saber se o processo de ISF traz vantagens a nível de formabilidade relativamente ao processo de estampagem convencional, uma vez que neste processo é sempre utilizada chapa como material base. No decorrer deste trabalho também foi utilizada chapa metálica, sendo esta de TiCp Gr2 por apresentar as características necessárias e também por se encontrar já disponível no INEGI (Figura 83).

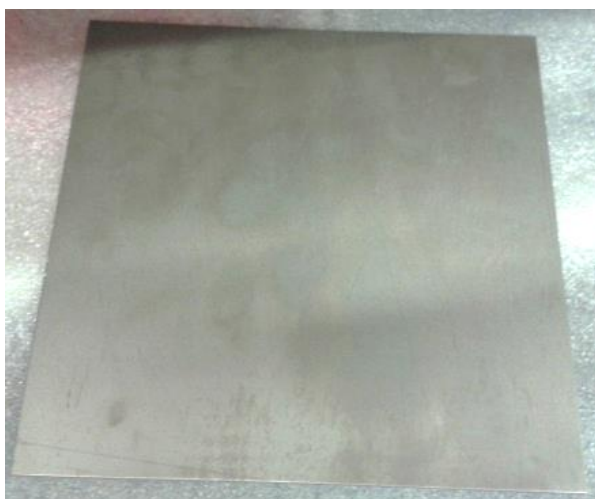


Figura 83 -Chapa Metálica de TiCp Gr2.

Como forma de conhecer a composição química desta chapa e verificar qual o seu grau de pureza foi realizada uma análise química sobre a mesma. Esta demonstrou pureza quase total como se pode verificar nos resultados apresentados na Tabela 23. No entanto, dada a impossibilidade de no INEGI se analisar O, N, H, não se tornou possível de definir o grau do TiCp de entre os graus já apresentados na Tabela 4.

Tabela 23 - Análise química da chapa de TiCp Gr2.

Composição Química (%)											
Elemento	Mo	C	Si	Mn	Cr	Ni	Fe	Cu	Nb	Pd	Ti
%	0.013	0.023	0.013	0.007	0.017	0.008	0.050	0.002	0.005	0.009	99.9

Foram também realizados uma análise microestrutural e o ensaio de dureza desta chapa.

O ensaio de dureza Vickers seguiu as mesmas características aplicadas às malhas metálicas e revelou uma dureza de 196HV.

Já no que diz respeito à microestrutura o resultado é apresentado na Figura 84 onde são visíveis as semelhanças na geometria de grão em relação as já apresentadas pelas malhas metálicas.

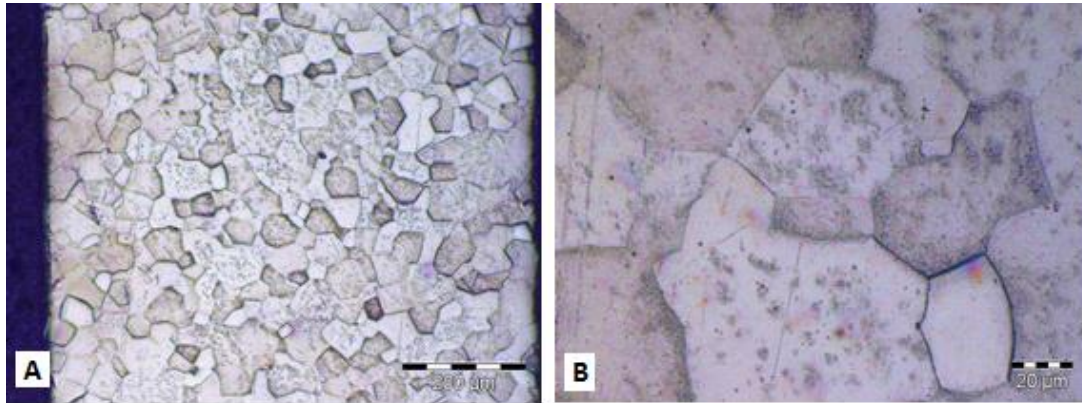


Figura 84 -Registo da microestrutura do TiCp de uma chapa metálico, atacada com Kroll, TG < 40 µm encontrando-se A e B com diferentes ampliações.

CAPÍTULO 7 - DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES CMF POR ESTAMPAGEM CONVENCIONAL

Na realização de um processo de estampagem convencional, é essencial a existência de duas ferramentas fulcrais, um punção e uma matriz. Cada uma delas deve apresentar a forma pretendida da prótese a conformar, obrigando a que de caso para caso um punção e uma matriz sejam desenvolvidos.

Neste trabalho foram projetadas e produzidas as ferramentas para os dois casos em estudo como também um suporte universal para fixação das mesmas.

7.1. Criação de um Suporte Universal

Uma prótese à medida do paciente obriga a uma geometria própria de caso para caso sendo necessária a criação de um punção e de uma matriz para cada implante. Normalmente estas ferramentas são produzidas de forma a ser possível a conformação direta através das mesmas. No entanto, como nesta dissertação foram abordados dois casos de estudo, surgiu a ideia de criar um suporte universal, para adaptação dos diferentes punções e matrizes como forma de facilitar o processo de conformação, de diminuir os custos na obtenção de ferramentas e para ser utilizada em casos futuros.

Este suporte universal, foi projetado no software *SolidWorks*® e é constituído essencialmente por quatro partes principais como se pode ver na Figura 85:

- a) Suporte para a Matiz;
- b) Suporte para o punção;
- c) Cerra-chapas;
- d) Guias;

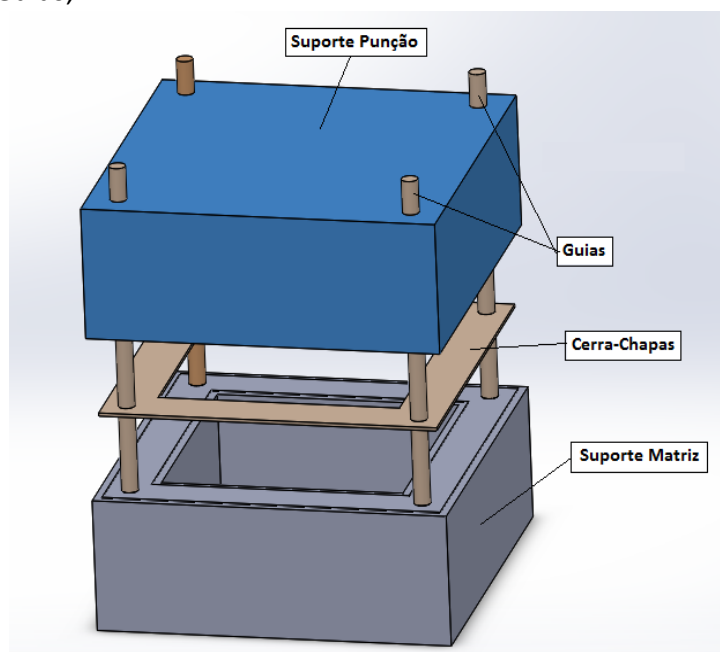


Figura 85 - Suporte Universal para ferramentas de conformação convencional.

O fabrico do suporte do punção e da matriz foi realizado recorrendo a um processo convencional. Iniciou-se através do desenho de dois contramoldes representados na Figura 86, que foram traçados partindo de um plano de apartação entre o punção e a matriz.

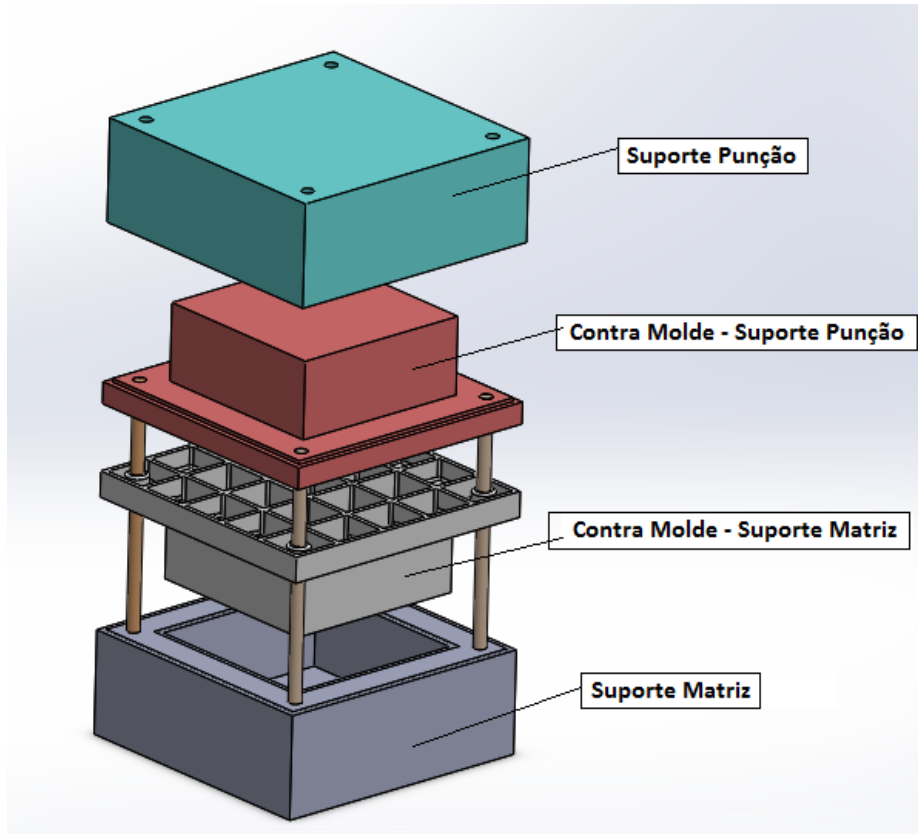


Figura 86 - Representação dos dois contramoldes do suporte universal.

Estes foram posteriormente exportados no formato STL, e produzidos por estereolitografia nas instalações do INEGI num equipamento de prototipagem rápida Viper si2 da 3D Systems. O resultado é o apresentado na Figura 87.

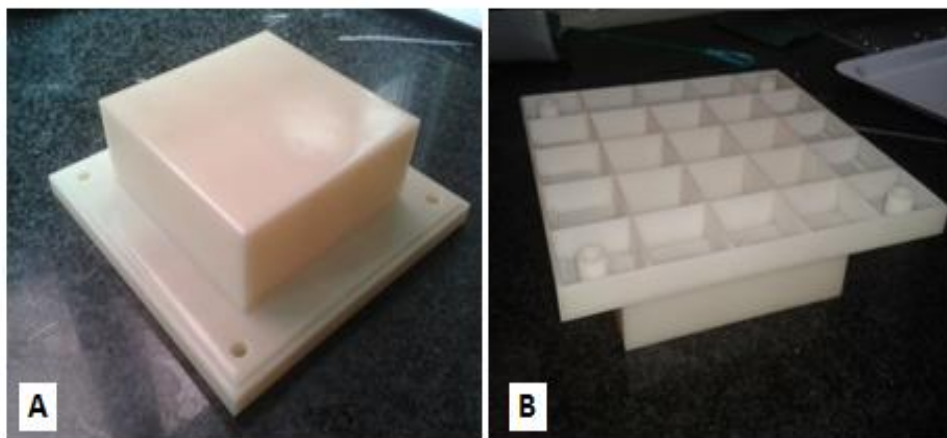


Figura 87 - Peças em SL: (A) Contramolde-suporte punção (B) Contramolde-suporte matriz.

Estes contramoldes depois de lixados e regularizados com uma massa de poliuretano e revestidos com um desmoldante foram colocados no meio de uma caixa de contraplacado cada um, para onde foi vertida uma resina carregada de pó de alumínio. Após o vazamento esta caixa foi colocada num forno com o intuito de curar o material. Finalizado o processo foi necessário separar os contramoldes produzidos em SL dos respetivos suportes punção e matriz. As peças finais obtidas são exibidas na Figura 88.

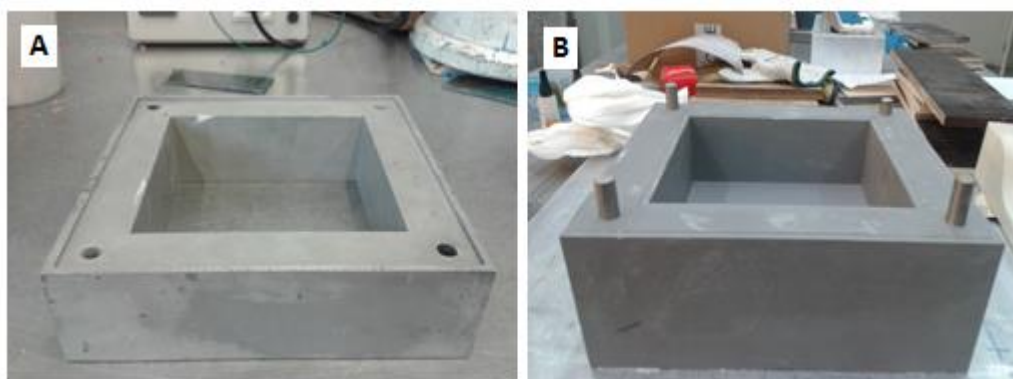


Figura 88 - Suporte universal de resina: (A) Suporte do punção (B) Suporte da matriz.

7.2. Criação das Ferramentas (Punção/Matriz)

O desenvolvimento de um punção e de uma matriz para conformação de um implante à medida do paciente tem como ponto de partida uma prótese projetada em software CAD 3D. Através desta é possível desenvolver um modelo 3D de um contramolde do punção e de um contramolde da matriz com a geometria da prótese. Estes contramoldes depois de produzidos por processos de FA servem de auxílio à produção das ferramentas. Para os dois casos de estudo aqui abordados o procedimento de aquisição dos contramoldes foi praticamente o mesmo.

O processo iniciou-se com a obtenção do desenho da prótese 3D já explicado no ponto 3.2. Com a prótese criada no software 3-matic® e recorrendo aos diferentes comandos existentes neste programa foi possível criar um contramolde do punção e da matriz, sendo que as etapas seguintes são repetidas para cada uma das ferramentas:

1) Selecionar a superfície da prótese

Uma vez que os contramoldes são usados como um processo de obtenção direta das ferramentas é importante ter em conta qual a superfície da prótese a seleccionar, pois a espessura da chapa/malha entre ambas as ferramentas deve ser considerada. Como tal, para estes casos, o contramolde que deu origem à matriz foi desenhado a partir da superfície inferior da prótese e extrudido na direção superior. Já o contramolde que deu origem ao punção foi desenhado na superfície superior da prótese e extrudido na direção inferior, ver esquema no anexo E.

2) Desenhar Sketch

Desenhou-se num “Sketch” um quadrado com as dimensões de 150x150mm, que corresponde às mesmas dimensões das malhas adquiridas e também as dimensões dadas no suporte universal para encaixe das ferramentas. De notar que foi necessário centrar a prótese dentro das quatro linhas como se pode verificar na Figura 89.

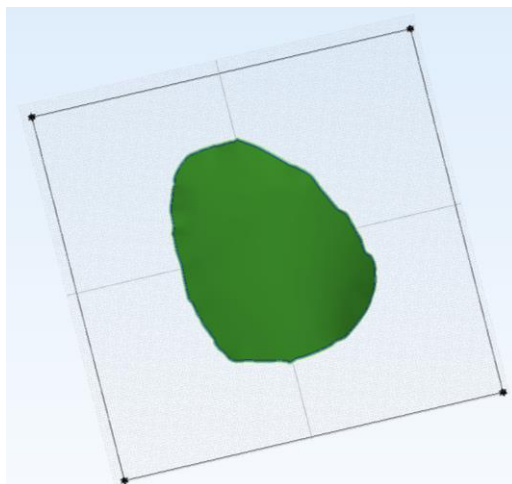


Figura 89 - 2º Caso de estudo: desenho do sketch com alinhamento centrado da prótese.

3) Estender a superfície

Através do comando “Extend Surface” foi possível alongar a superfície da prótese para as dimensões de 150x150mm de forma a preencher o quadrado visível no sketch (Figura 90 A) e assim gerar uma superfície de área maior sem alterar a geometria da prótese (Figura 90 B).

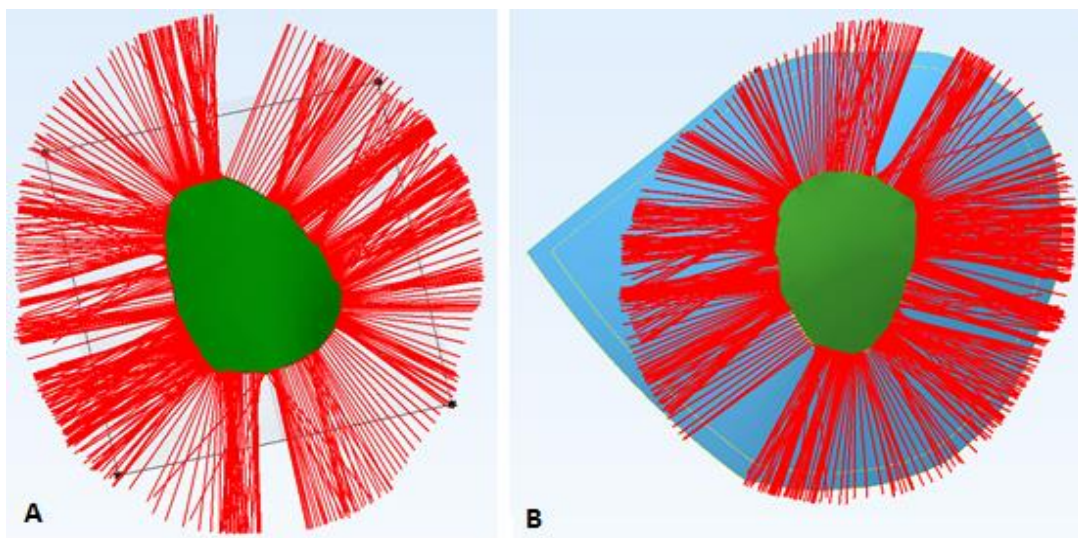


Figura 90 - 2º Caso de estudo: (A) Linhas que estendem a superfície estão para lá do Sketch (B) Superfície gerada.

4) Unir a prótese e a superfície gerada

Com recurso ao comando “Murge” uniu-se a superfície da prótese com a superfície estendida com o intuito de ficar com uma única superfície como se pode verificar na Figura 91.

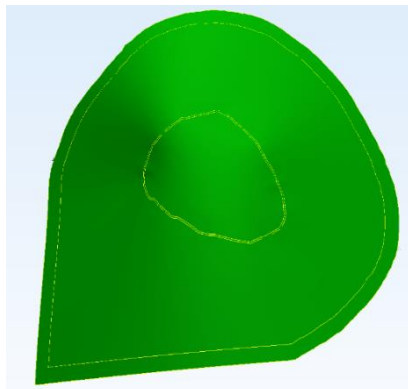


Figura 91 - 2º Caso de estudo: "Murge" das superfícies.

5) Extrudir o quadrado do sketch

Com o sketch que continha o quadrado com as dimensões de 150x150mm bem alinhado com a superfície da prótese, foi realizada uma extrusão do mesmo recorrendo ao comando “Extrude” de forma a ultrapassar a superfície da prótese e obtendo-se assim um sólido envolvente (Figura 92).

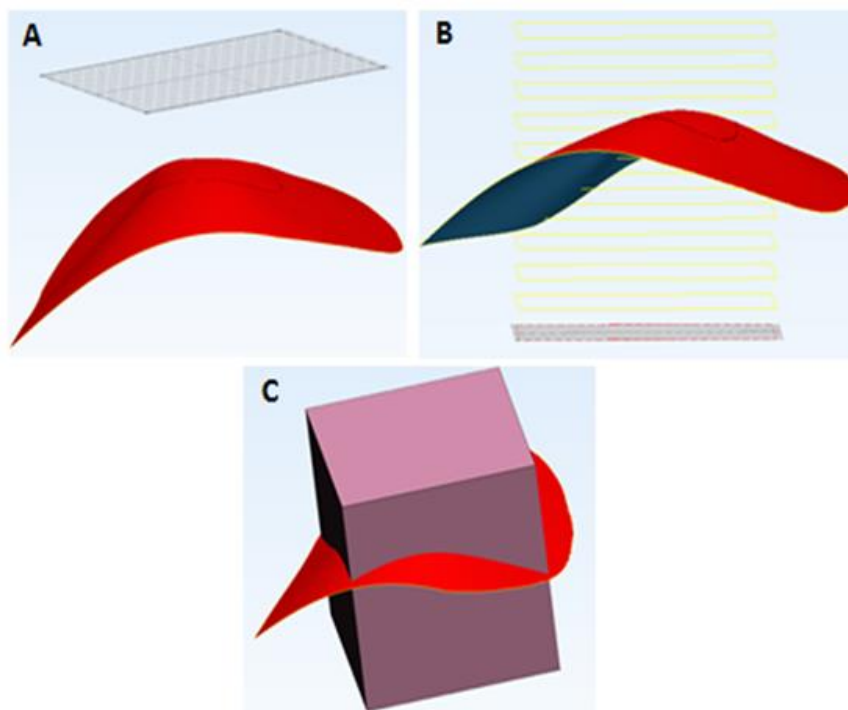


Figura 92 - 2º Caso de estudo: (A) Sketch alinhado com a prótese (B) Profundidade a aplicar pelo comando "Extrude" (C) Sólido gerado após aplicação do comando.

6) Obter contra molde

Neste passo, a título de exemplo é demonstrada a etapa de obtenção do contramolde da matriz, sendo que o comando utilizado para obtenção do contramolde do punção é exatamente o mesmo. Como tal recorreu-se ao comando “Local Boolam” onde se interseitou a superfície da prótese com o corpo sólido, sendo o resultado apresentado na Figura 93.

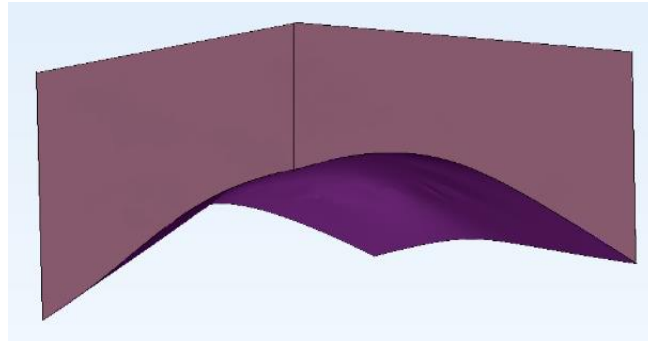


Figura 93 - 2º Caso de estudo: Contramolde da matriz.

Todas estas etapas foram seguidas e cumpridas na obtenção dos contramoldes no software 3-matic para ambos os casos abordados neste trabalho experimental, estando o resultado apresentado na Figura 94.

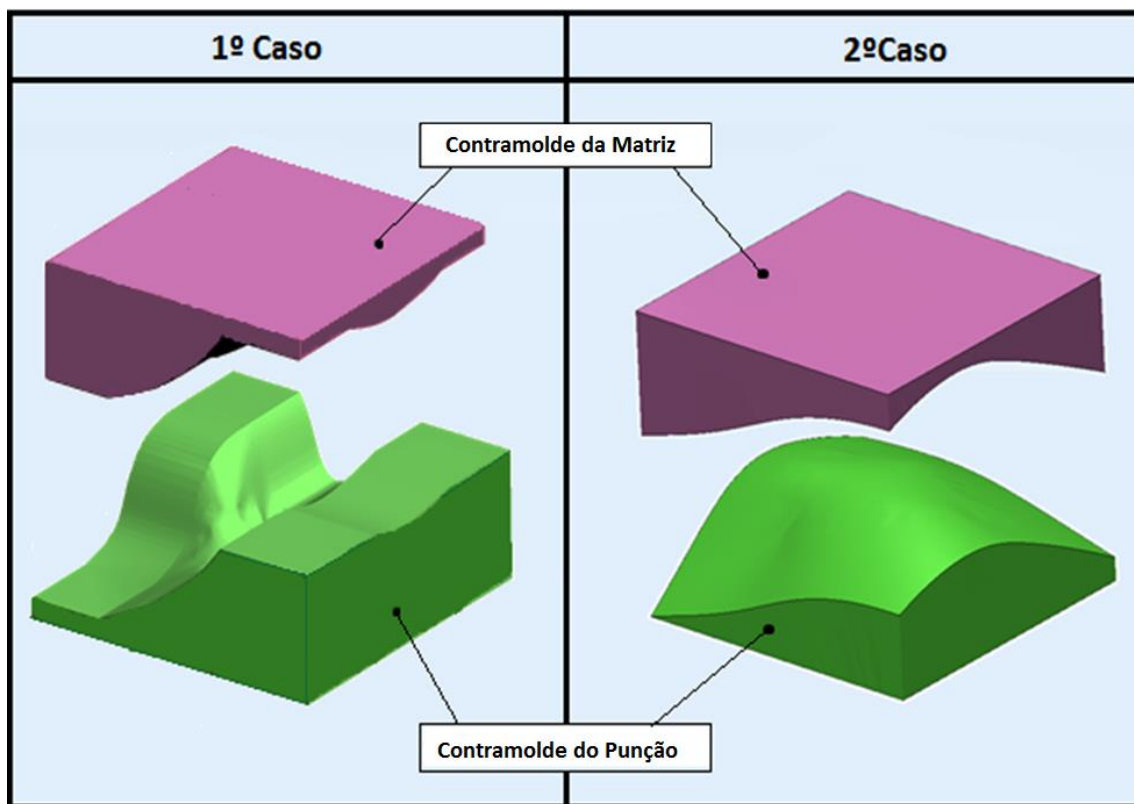


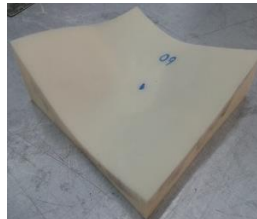












Figura 94 -Contramoldes matriz/punção de dois casos de estudo.

Posteriormente realizou-se a exportação dos contramoldes para o formato STL para que fossem produzidos em estereolitografia. O processo de aquisição das ferramentas seguiu o mesmo processo convencional utilizado na produção do suporte universal já referido no ponto 7.1 e são aqui apresentados sucintamente os diferentes passos na Tabela 24.

Tabela 24 - Processo convencional para obtenção de ferramentas (Punção/Matriz).

1º Caso		2º Caso	
1) Obtenção dos contramoldes por estereolitografia			
C. Punção	C. Matriz	C. Punção	C. Matriz
			
2) Produção das caixas em contraplacado onde são colocados os contramoldes e realizado o vazamento com resina carregada de pós de alumínio			
			
3) Processo de cura num forno a uma temperatura de 80°C			
4) Remoção dos contramoldes das ferramentas			
Punção	Matriz	Punção	Matriz
			
5) Ferramentas finais			
Punção	Matriz	Punção	Matriz
			

7.3. Simulação do Processo

O processo de estampagem convencional de chapas e malhas metálicas tem em consideração diversos fatores de natureza mecânica das quais está dependente o sucesso da operação. A forma e as dimensões da peça, a máquina de conformação, a forma e dimensão das ferramentas (punção e matriz) e as condições de lubrificação (atrito entre ferramentas) são fatores que influenciam diretamente os estados de deformação e tensão ao longo do processo e, conseqüentemente, influenciam a obtenção de uma peça final sem defeitos.

Com o intuito de caracterizar o comportamento dos materiais que constituem as diferentes malhas metálicas e a chapa de titânio no processo da estampagem convencional, nomeadamente no que toca à análise de deformações, recorreu-se à simulação computacional do procedimento de conformação. Para tal, foi usado o *software* de modelação e análise *Abaqus CAE*®, baseado no *Método dos Elementos Finitos* (MEF).

O primeiro passo no desenvolvimento das simulações no *software* referido encontra-se associado à definição da geometria dos objetos em estudo. Essa mesma definição pode ser realizada de duas formas – através do desenho das malhas e chapa no próprio *Abaqus CAE*® ou através da importação dos projetos a partir de *softwares* do tipo CAD (*Computed Aided Design*), numa extensão compatível (“*.IGES*” ou “*.DXF*”, por exemplo).

A opção recaiu na importação dos desenhos, tendo sido utilizado o *software SolidWorks*®. A projeção das malhas e chapa foi feita de acordo com as dimensões adquiridas a partir de espécimes reais (Figura 95).

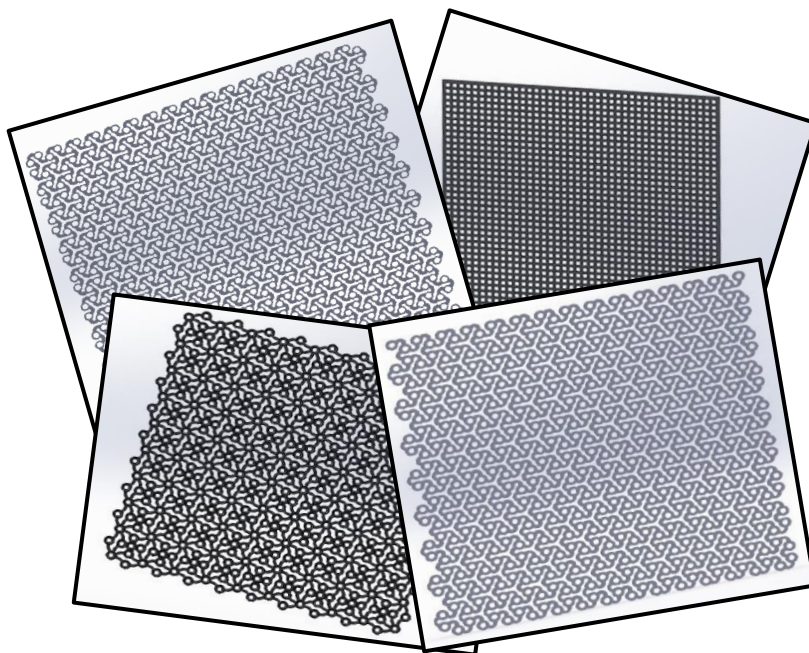


Figura 95 - Quatro tipos de malhas metálicas de titânio projetadas em *Software SolidWorks*®.

Para além da importação das geometrias das diferentes malhas e chapas, procedeu-se também à definição das geometrias das superfícies do punção e da matriz necessárias para a simulação do processo no *software Abaqus CAE®* (Figura 96).

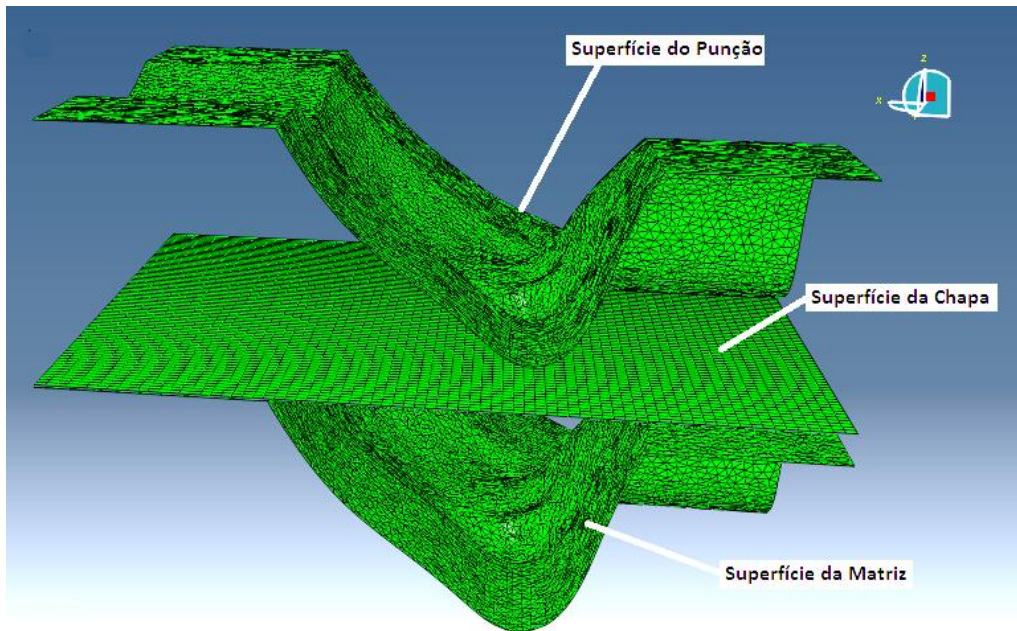


Figura 96 - Representação inicial do processo de simulação de uma prótese no *software Abaqus CAE®*.

O caso de estudo escolhido para as simulações computacionais foi o da fratura frontal-orbital, pelo facto das superfícies do punção e matriz apresentarem uma geometria mais propícia à produção de deformações elevadas nos materiais a testar, levando a pontos de comparação maiores.

As simulações foram realizadas para ambos os materiais (já apresentados no capítulo 6), tendo sido utilizados os mesmos parâmetros, o mesmo punção, a mesma matriz, a mesma velocidade e a mesma força aplicada.

Na fase de pós-processamento das simulações procedeu-se à análise da *deformação plástica acumulada* ($\bar{\epsilon}^p$) nas diferentes malhas metálicas e chapa, que no *software Abaqus CAE®* é designada por “*PEEQ*”. A escolha deste parâmetro baseia-se no facto dos valores resultantes proporcionarem a verificação da localização e magnitude das deformações plásticas efetivas nas malhas e chapa analisadas. A definição numérica da deformação plástica acumulada é dada por,

$$PEEQ = \bar{\epsilon}^p = \sqrt{\frac{2}{3} \cdot \epsilon_{ij}^{p,des} : \epsilon_{ij}^{p,des}},$$

considerando que $\epsilon^{p,des}$ é o *tensor das componentes desviadoras da deformação* e o operador “:” representa uma *dupla contração*.

Em termos de representação visual, estes valores são apresentados num gradiente de cores que varia entre o azul (valor mínimo, 0) e o vermelho (valor máximo), como se pode verificar nas figuras 97 a 101 ilustradas de seguida.

Chapa Metálica

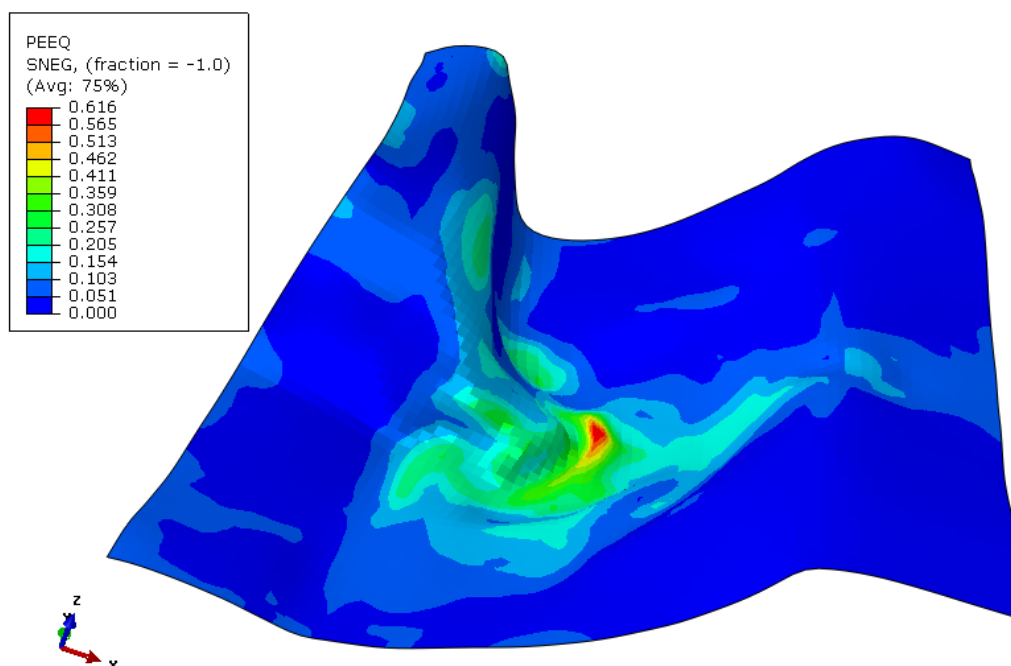


Figura 97 -Representação de uma simulação de chapa metálica do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.

Square Hole Titanium Mesh

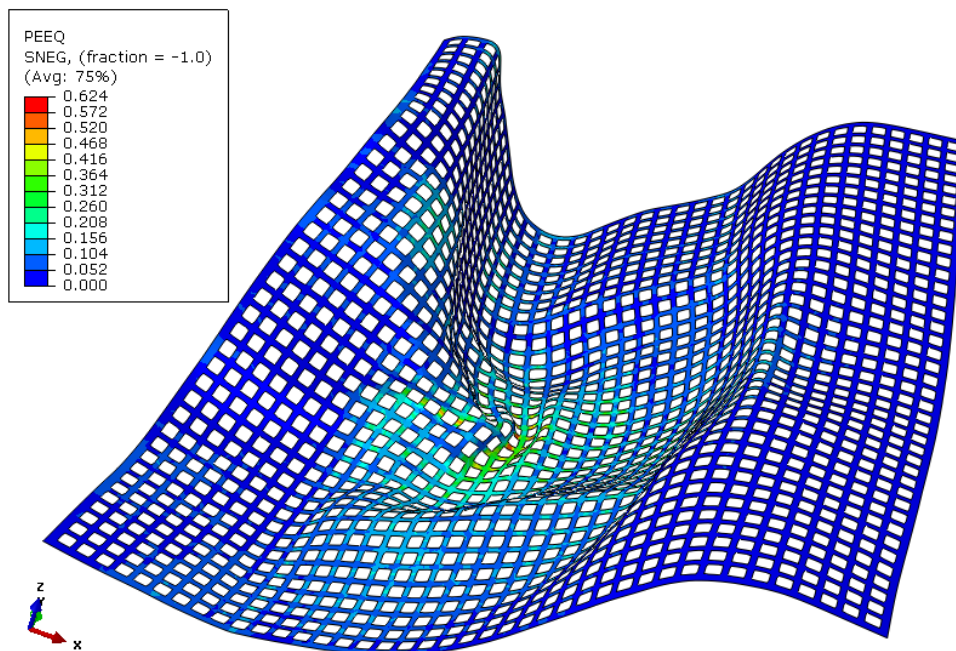


Figura 98 -Representação de uma simulação da malha Square Hole do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.

Hard 3-D Titanium Mesh

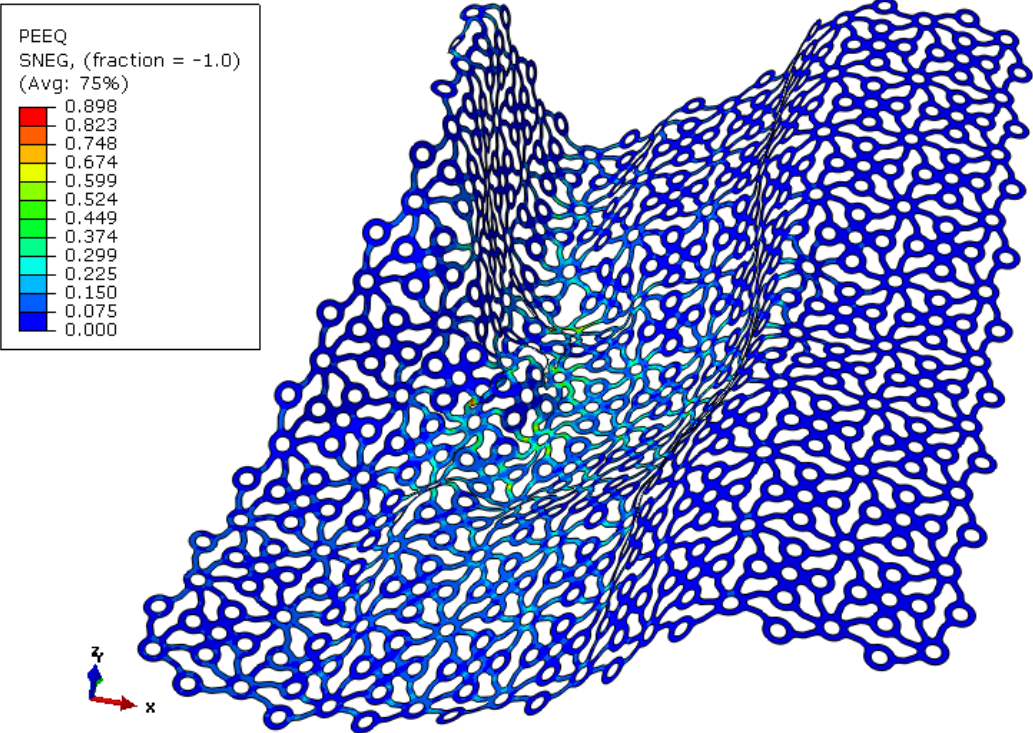


Figura 99 -Representação de uma simulação da malha Hard 3D do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.

Skull Titanium Mesh

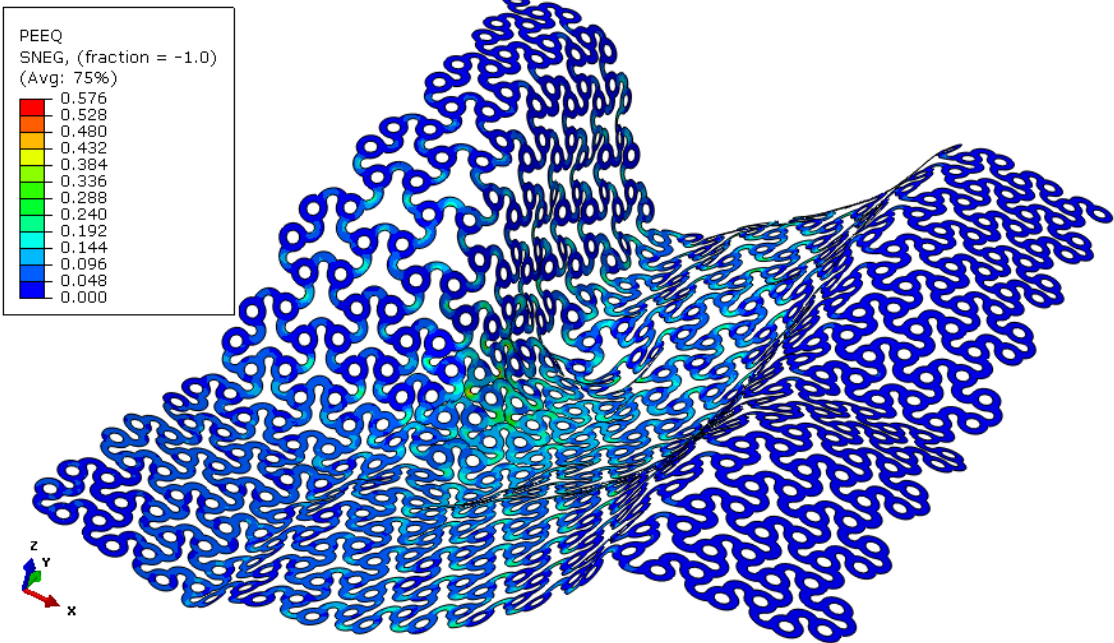


Figura 100 - Representação de uma simulação da malha Skull do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.

Soft 3-D Titanium Mesh

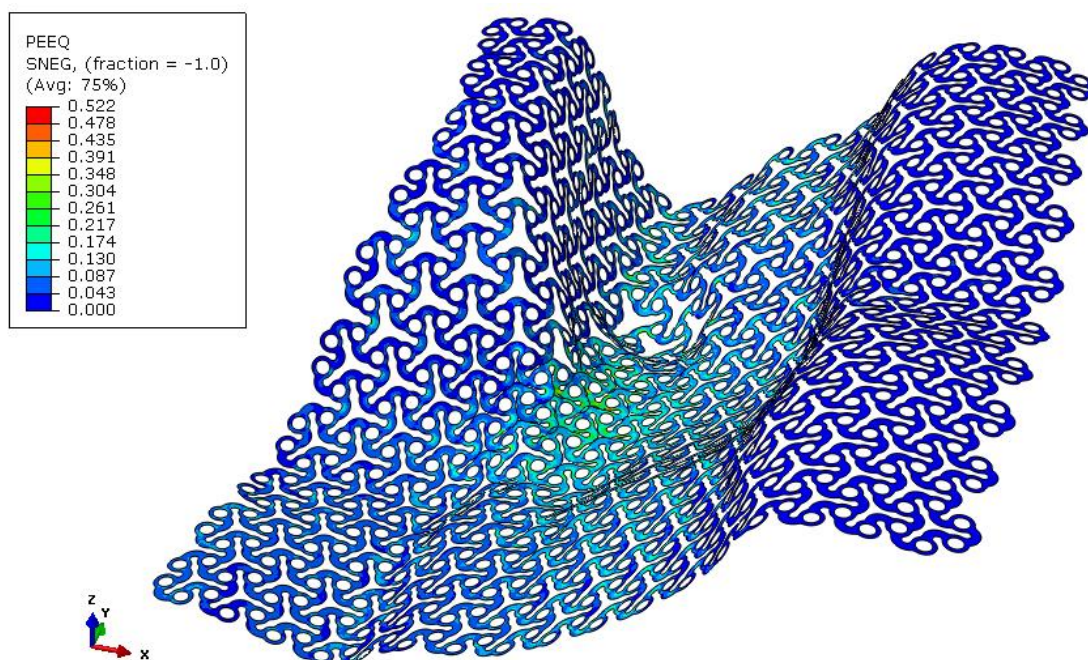


Figura 101 - Representação de uma simulação da malha Soft 3D do processo de estampagem convencional no software Abaqus CAE®.

Analisando os valores máximos de deformação plástica acumulada entre os casos em estudo, verificou-se que a menor deformação ocorreu na malha metálica “Soft 3D”, enquanto que a máxima deformação ocorreu na malha metálica “Hard 3D”. De referir ainda que os valores máximos de deformação plástica, nas várias malhas metálicas e chapa estudadas, localizam-se, de modo geral, nas mesmas zonas.

O estado de deformação pode também ser analisado segundo o domínio da extensão e da expansão. Para tal torna-se necessário comparar as deformações principais obtidas para os casos de estudo com a respetiva CLE do TiCp Gr2.

Esse estudo foi realizado com recurso à utilização da CLE do TiCp Gr 2, definida através de vários ensaios mecânicos, já levados a cabo em trabalhos anteriores desenvolvidos no *INEGI*. Para uma explicação mais aprofundada destes ensaios consultar (Araújo 2012).

A partir das figuras 102 a 106 é possível visualizar a representação das deformações correspondentes aos diferentes nós da malha no espaço das deformações principais do plano (ε_2 para as abcissas e ε_1 para as ordenadas), nos cinco casos, comparando-se o seu comportamento com a CLE.

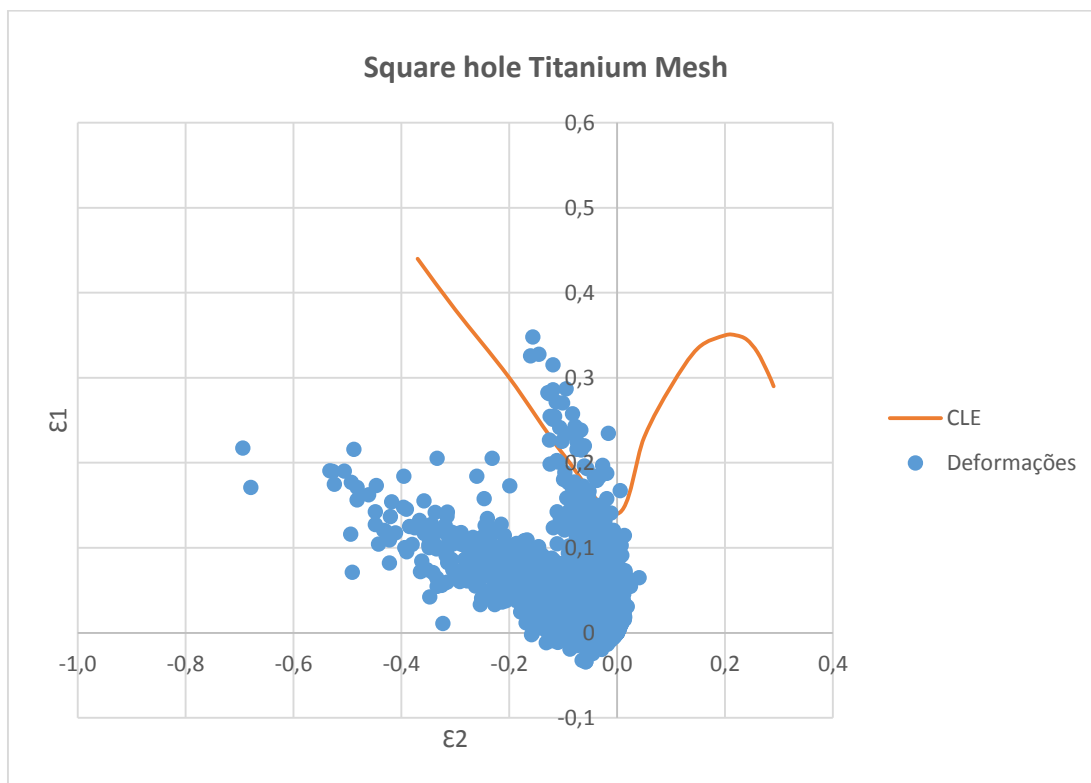


Figura 102 - Gráfico das deformações apresentadas pela malha "Square hole" no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.

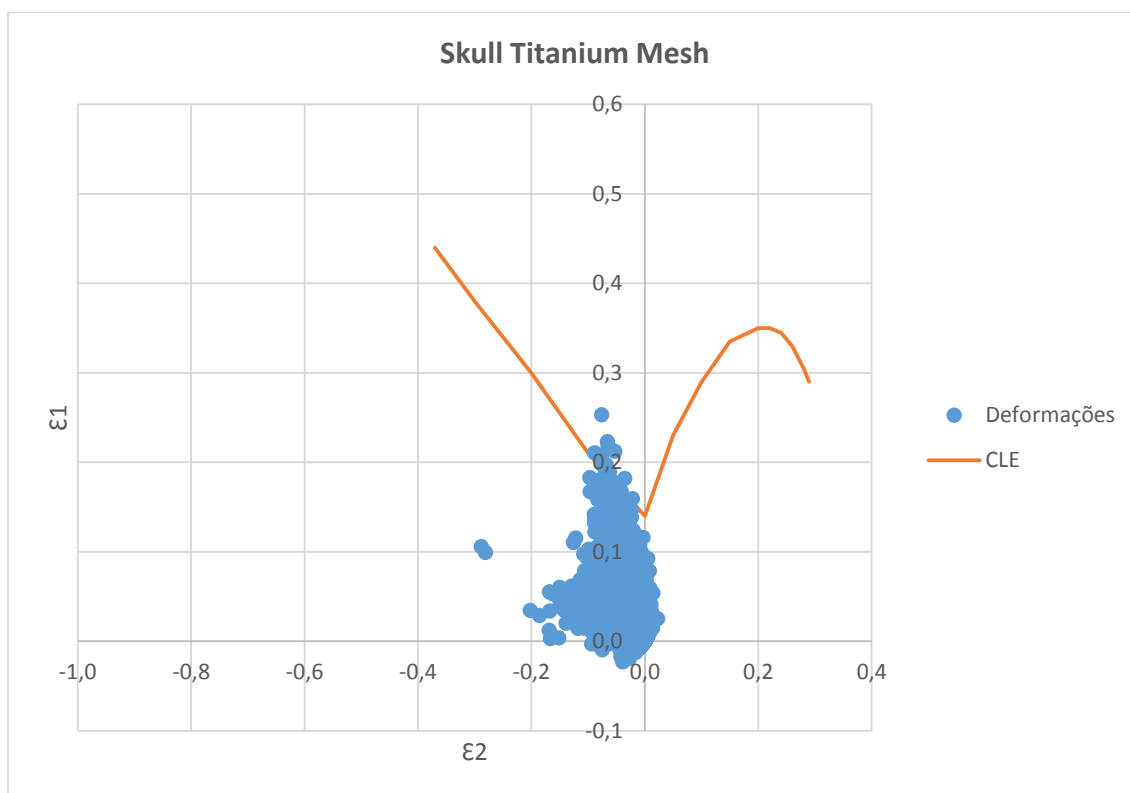


Figura 103 - Gráfico das deformações apresentadas pela malha "Skull" no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.

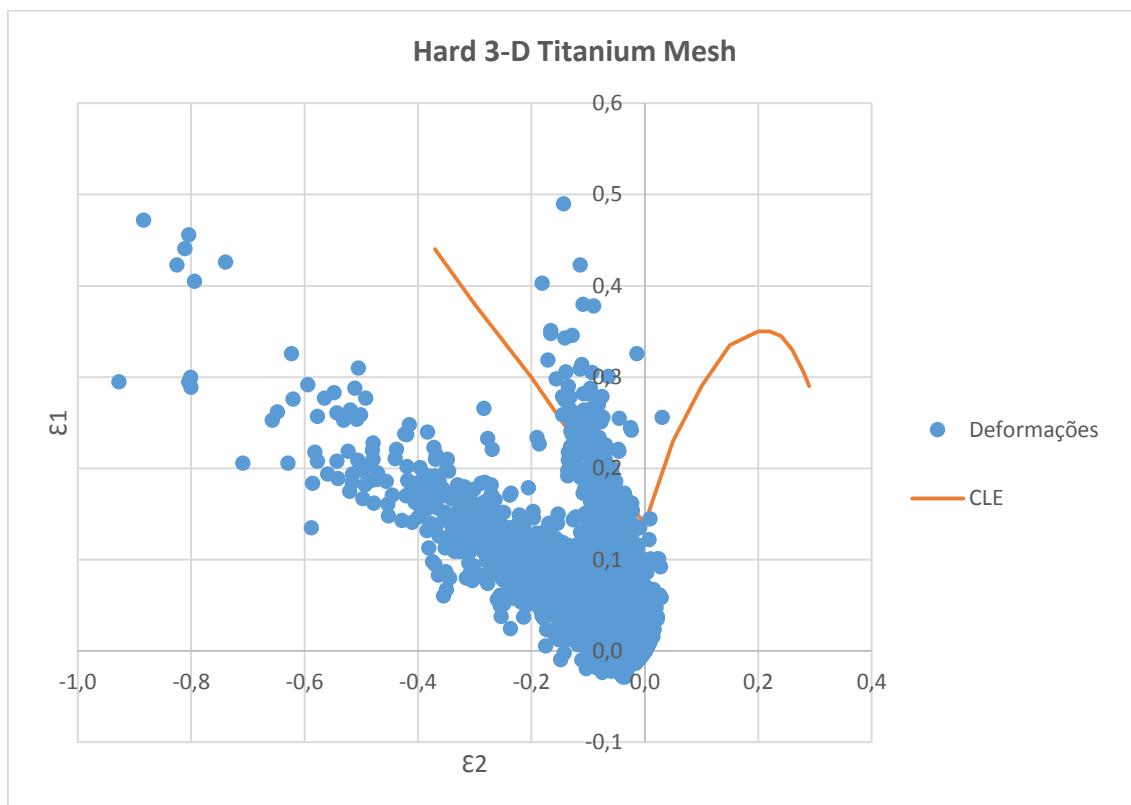


Figura 104 - Gráfico das deformações apresentadas pela malha "Hard 3-D" no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.

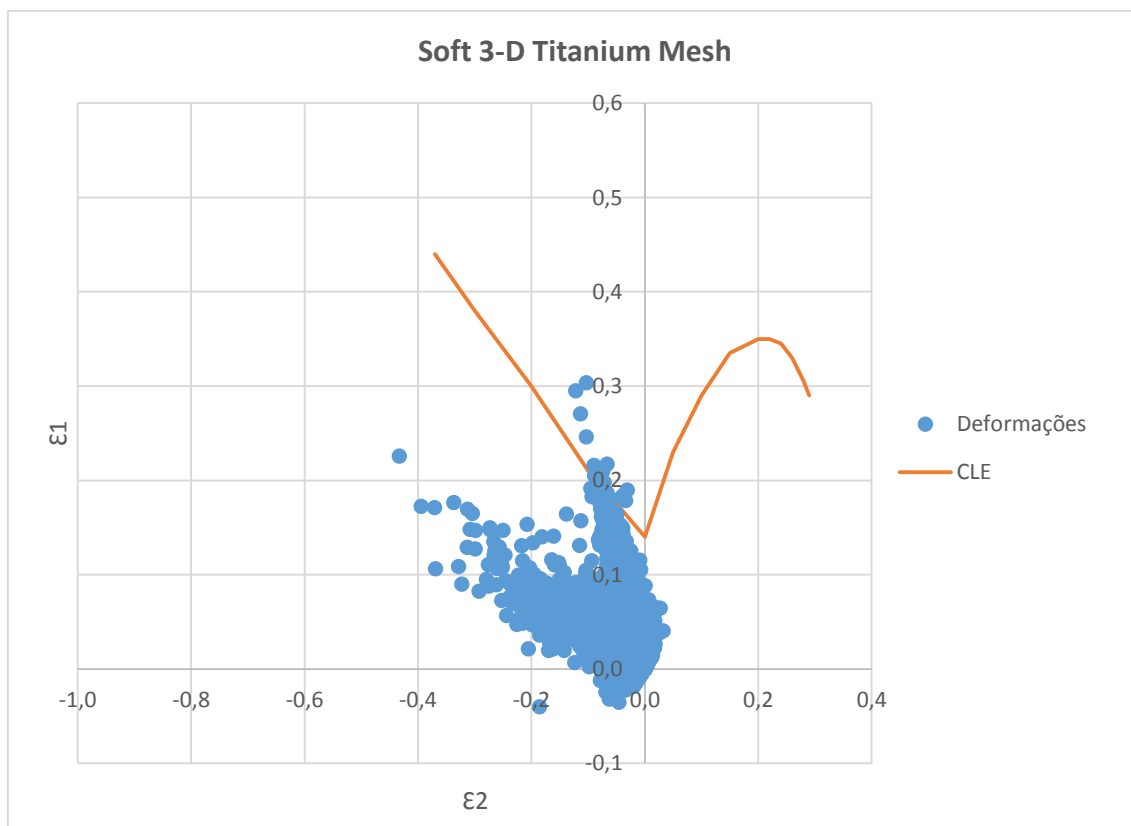


Figura 105 - Gráfico das deformações apresentadas pela malha "Soft 3-D" no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.

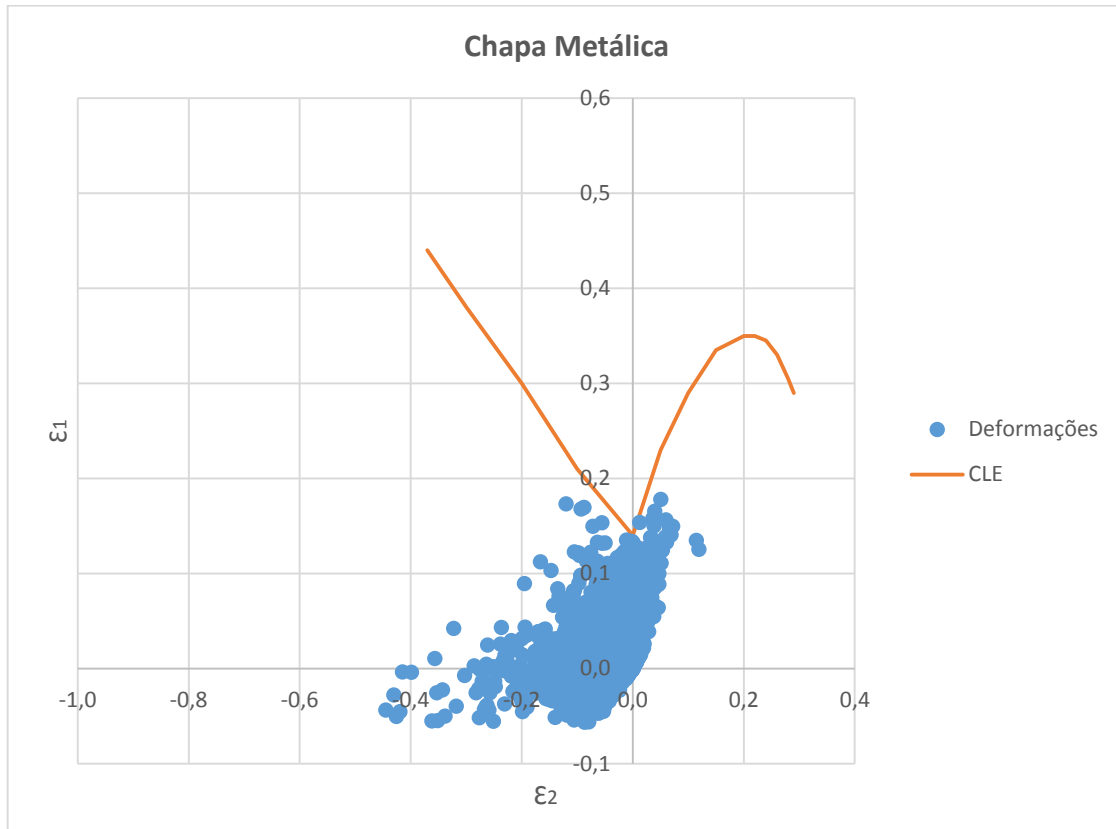


Figura 106 - Gráfico das deformações apresentadas pela chapa metálica no espaço das deformações principais do plano e respetiva CLE.

Através da análise dos diferentes gráficos apresentados nas figuras anteriores é possível retirar-se algumas elações sobre o comportamento das malhas e chapa:

- Em todas elas é visível que o modo de deformação é maioritariamente uma combinação entre a tração uniaxial e a deformação plana;
- A ocorrência de expansão biaxial não se verifica em nenhum dos casos;
- Na chapa metálica a probabilidade de ocorrência de fratura é praticamente nula, uma vez que não existem deformações acima da CLE;
- As malhas “Hard 3D” e “Square hole” apresentam um maior número de nós sob deformação na zona de compressão, podendo ser a causa do aparecimento de enrugamentos nos materiais após conformação; ao mesmo tempo são as malhas que apresentam uma maior tendência à fratura por apresentarem os maiores valores de deformação segundo a direção ϵ_1 ultrapassando a CLE.

7.4. Estampagem Convencional de Chapa e Malhas Metálicas

Realizados todos os procedimentos necessários de aquisição das ferramentas foi possível dar início ao processo de conformação das malhas e chapa de titânio para obtenção das próteses. Estas foram realizadas numa prensa existente no INEGI (Figura 107) com uma pressão de aperto do molde de 100 bar.



Figura 107 - Prensa.

7.4.1. 1º Caso Fratura Frontal-Orbital

O primeiro caso de estudo a ser conformado, tem por base o desenvolvimento de uma prótese Frontal-Orbital. Esta apresenta uma curvatura bastante acentuada na linha que delimita o contorno orbital, o que muitas vezes torna o processo de conformação manual da malha metálica, elaborado pelo médico no momento da cirurgia bastante difícil.

Como forma de contornar esse problema decidiu-se testar a capacidade que o processo de estampagem convencional tem para realizar este tipo de geometrias em diferentes materiais. Para apoio na comparação e validação das geometrias obtidas por conformação das malhas e chapa metálica elaborou-se um modelo em estereolitografia do crânio com o defeito do paciente, e a respetiva prótese (Figura 108).

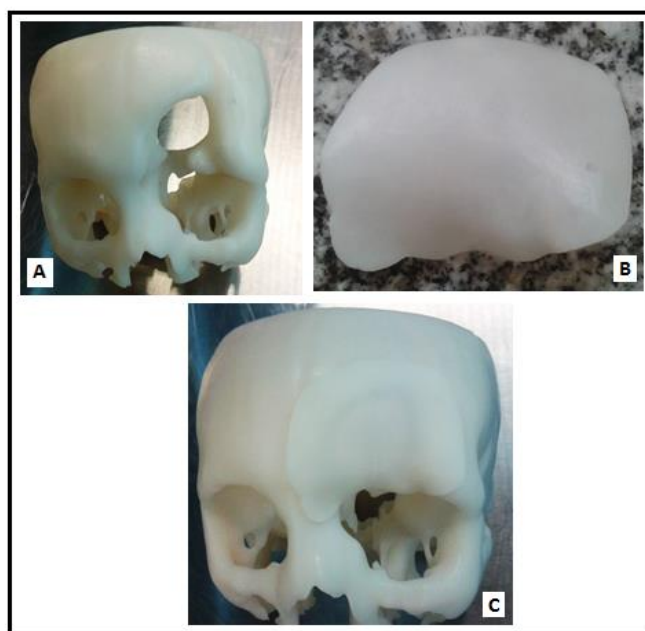


Figura 108 - Modelo em SL: (A) Crânio com o defeito presente, (B) Prótese do defeito (C) Crânio com defeito oculto pela prótese.

Para a realização da conformação deste caso, foi necessário desenvolver um cerra chapas específico uma vez que a geometria da prótese a conformar era bastante complexa sendo necessário garantir que a malha/chapa se mantivesse centrada no momento da conformação.

Como tal este foi desenhado no software *Solidworks*® e produzido numa chapa de alumínio sendo a sua geometria a apresentada na Figura 109.

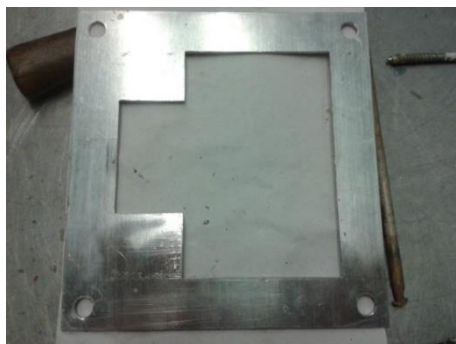


Figura 109 - Cerra chapas utilizado no caso da fratura Frontal-Orbital.

O critério sequencial dos diferentes materiais que foram conformados teve por base a dureza apresentada pelos mesmos, iniciando-se por testar as malhas metálicas e posteriormente a chapa de titânio. Na Figura 110 está representada a sequência dos passos realizados na conformação.

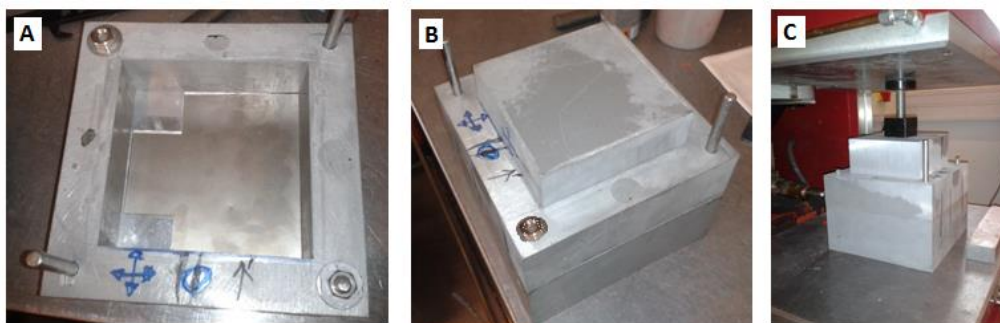


Figura 110 - Processo de estampagem convencional: (A) Montagem da chapa de titânio com cerra chapas (B) Colocação do Punção (C) Conformação na prensa.

Square Hole Titanium Mesh

O primeiro material a testar foi a malha Square Hole TM com um valor de dureza de 210 HV. Esta apresentou a formação de uma prega na área frontal com dimensões reduzidas como já se poderia esperar uma vez que esta foi visível na simulação (Figura 111).

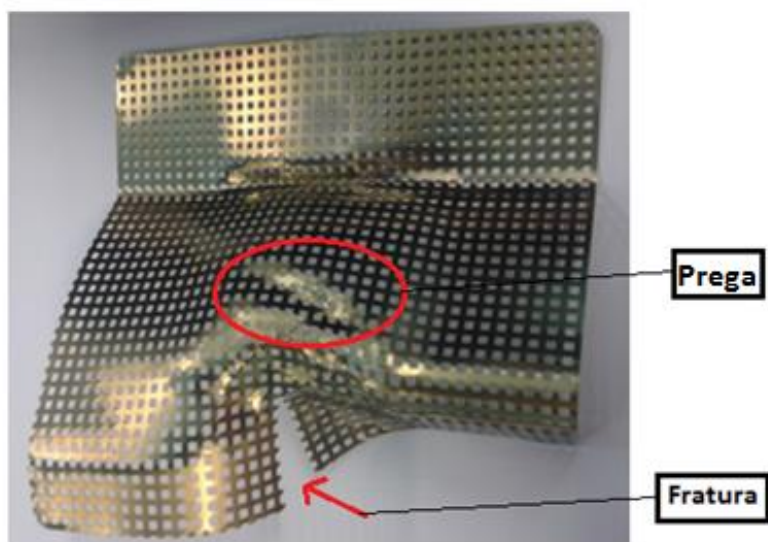


Figura 111 - Square Hole Titanium Mesh conformada por estampagem convencional.

Ocorreu também neste caso uma fratura desde o centro da área da prótese até à extremidade da malha metálica que pode estar na base da resistência mecânica que esta malha apresenta.

Skull Titanium Mesh

A conformação da malha 3D *Skull* revelou um bom resultado na aquisição da forma pretendida. A sua geometria ficou igual à do protótipo requerido, e não foram detetadas quaisquer tipo de fraturas (Figura 112).

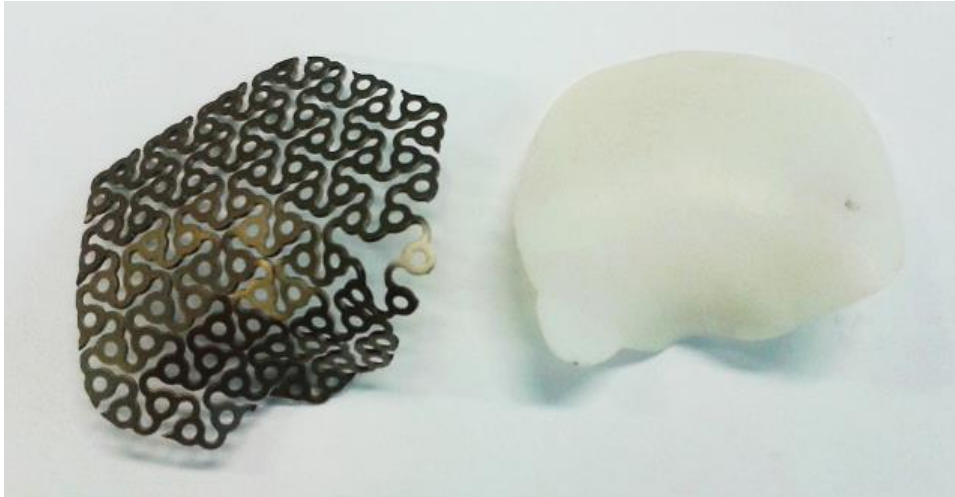


Figura 112 - Prótese em malha de titânio conformada recortada com a forma pretendida do lado esquerdo, protótipo da prótese em SL do lado direito.

No entanto, o ponto de maior profundidade atingida pelo punção revelou ser um ponto crítico, uma vez que foi possível de constatar que nesse mesmo ponto ocorreu uma expansão acentuada da geometria da malha (Figura 113).

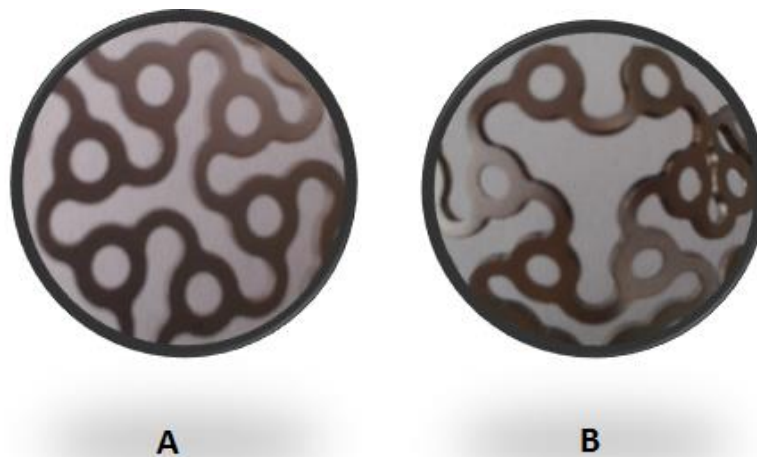


Figura 113 - Geometria da malha de titânio Skull: (A) Geometria original (B) Geometria com expansão proveniente pela conformação

Hard 3-D Titanium Mesh

A malha de titânio Hard-3D com uma dureza de 177 HV quando conformada apresentou uma deformação que foi ao encontro da geometria pretendida, como se pode ver na Figura 114, com a superposição do modelo estereolitográfico sobre a malha metálica.

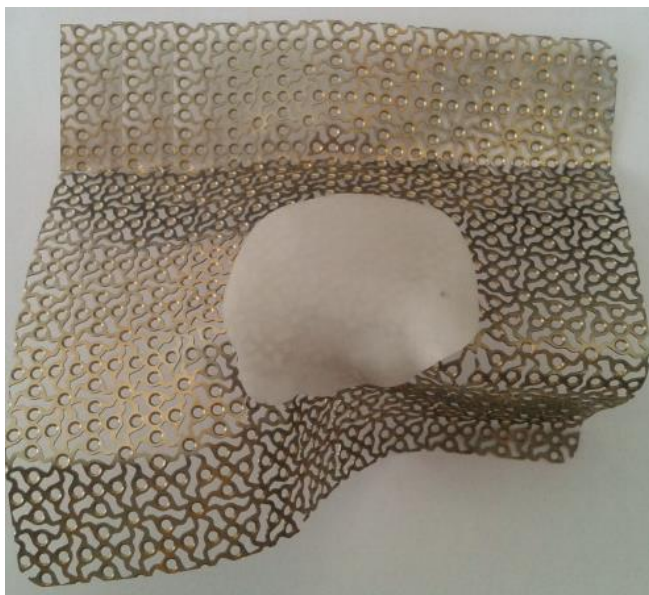


Figura 114 - Sobreposição do modelo estereolitográfico sobre a malha de titânio Hard 3-D.

No entanto quando analisada a malha ao pormenor, foram detetadas duas irregularidades. A primeira, e mais visível, foi a flexão e sobreposição de alguns elementos da malha metálica (Figura 115). A segunda ocorreu com a rotura da malha, provocada pela força do punção numa zona que requeria maior profundidade (Figura 115).



Figura 115 - Irregularidades localizadas na malha de titânio Hard 3-D.

A sobreposição da malha é um fator que prova a alta elasticidade que esta malha apresenta, no entanto a rotura ocorrida demonstrou que, em zonas de maior tração esta malha tem tendência a fraturar.

Como forma de analisar sobre o modelo estereolitográfico a adaptação da prótese esta foi cortada segundo a geometria adequada e o resultado é o apresentado na Figura 116.



Figura 116 - Prótese de malha metálica TiCp Gr2 aplicada a modelo estereolitográfico.

De facto a aquisição de forma com esta malha foi perfeita, no entanto a fratura ocorrida sobre a mesma pode impossibilitar a sua aplicação a nível cirúrgico, ficando esta deliberação a cargo de uma identidade médica.

Soft 3-D Titanium Mesh

A última malha metálica a ser conformada foi a Soft 3-D, por apresentar a menor dureza entre todas, com um valor de 169 HV. Esta ostenta um padrão igual ao da malha de titânio *Skull* mas numa geometria mais refinada.

A deformação que esta expôs, revelou ser muito fiel ao protótipo original na sua forma, e não apresentou qualquer tipo de rotura, sendo de todas a que melhor se adaptaria ao paciente. Numa análise realizada à malha com maior detalhe, foi possível de detetar que em algumas zonas a malha comprimiu e noutras expandiu o seu padrão (Figura 117), o que demonstra a elevada ductilidade que esta oferece.

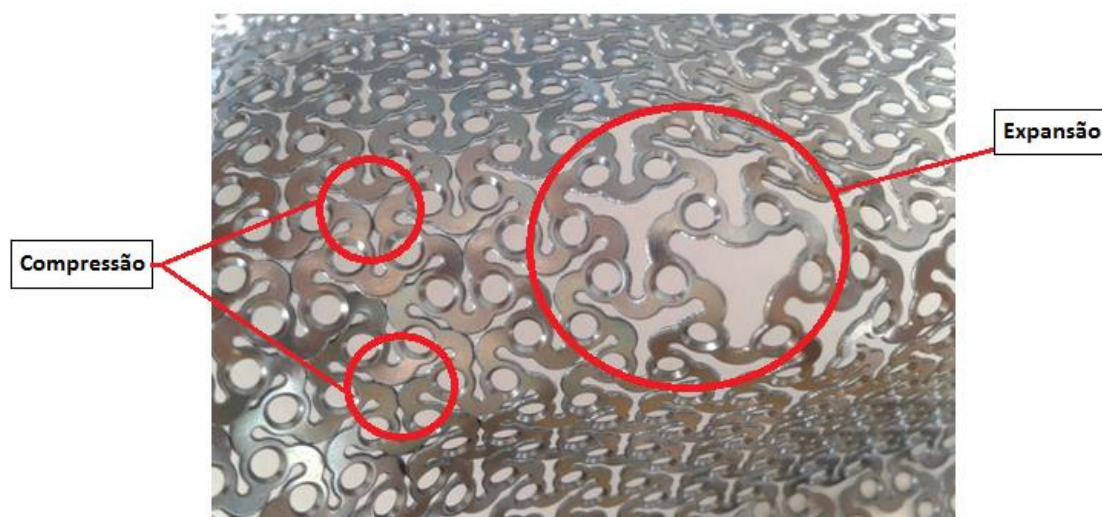


Figura 117 - Malha de titânio Soft 3-D após conformação revelando zonas de compressão e expansão.

No entanto como esta malha de titânio se encontra mais refinada que a Skull, fez com que a expansão ocorrida no ponto crítico fosse menor, característica que se torna uma mais-valia no fabrico da prótese.

Após o corte da malha metálica seguindo a geometria do protótipo estereolitográfico, foi possível de comprovar sobre o modelo do crânio o excelente resultado que esta malha poderá ter em aplicações cirúrgicas concretas (Figura 118).

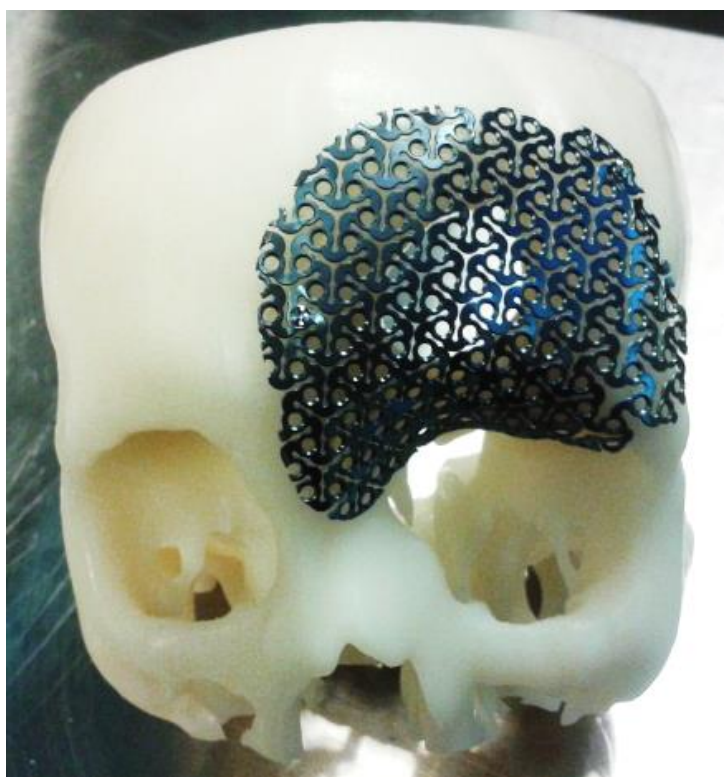


Figura 118 - Malha metálica Soft 3D aplicada no modelo estereolitográfico.

Chapa de Titânio

Para a chapa de titânio foram realizadas duas conformações, uma com cerra chapas e outra sem. Em ambos os casos foi possível constatar a formação de uma prega na área frontal da prótese que já era esperada, pela sua presença visível na simulação, sendo esta mais evidente no segundo caso (Figura 119).

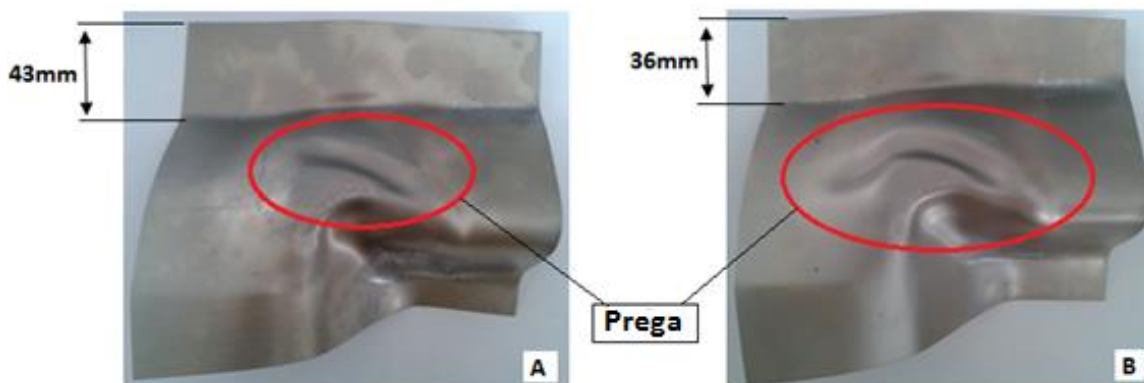


Figura 119 - (A) Chapa de titânio conformada com cerra-chapas (B) Chapa de titânio conformada sem cerra-chapas.

Apesar dessa deformação, foi possível averiguar que a utilização do cerra chapas projetado para este caso foi vantajosa uma vez que a deformação ocorrida foi mais precisa, pois permitiu evitar o escorregamento da chapa para dentro da matriz em aproximadamente 7 mm.

Quanto à geometria da prótese obtida, esta esteve aquém do esperado quando comparado com o modelo estereolitográfico. A dureza apresentada por este material impossibilita a sua deformação nas zonas de geometria mais complexa não permitindo atingir ângulos acentuados.

Para conseguir realizar esta conformação pode ser necessário fazê-lo em etapas sucessivas e com recozimento intermédios da chapa.

7.4.2. 2º Caso Fratura Parietal

Após a análise do primeiro caso de estudo onde existia uma elevada complexidade da forma, provocada pela curvatura da área orbital, passou-se à análise de um segundo caso, com uma geometria mais simples. A fratura presente neste segundo caso está localizada na área parietal do crânio, uma zona que requer uma prótese resistente, pois esta desempenhará o mesmo papel do osso em falta: proteger um dos órgãos essenciais do corpo humano, o cérebro.

Como retratado anteriormente, existem fraturas cranianas corrigidas com a implementação de malhas de titânio que são conformadas pelos médicos no bloco operatório. No entanto estas acabam por apresentar baixa resistência o que não se torna vantajoso para estas áreas. Assim colocou-se a possibilidade de conformar chapa e malhas metálicas que apresentassem uma maior resistência.

Também para este caso, foi desenvolvido um modelo em estereolitografia da fratura do crânio e da respetiva prótese como forma de comparação de desvios que pudessem surgir e por em causa a viabilidade do processo (Figura 120).

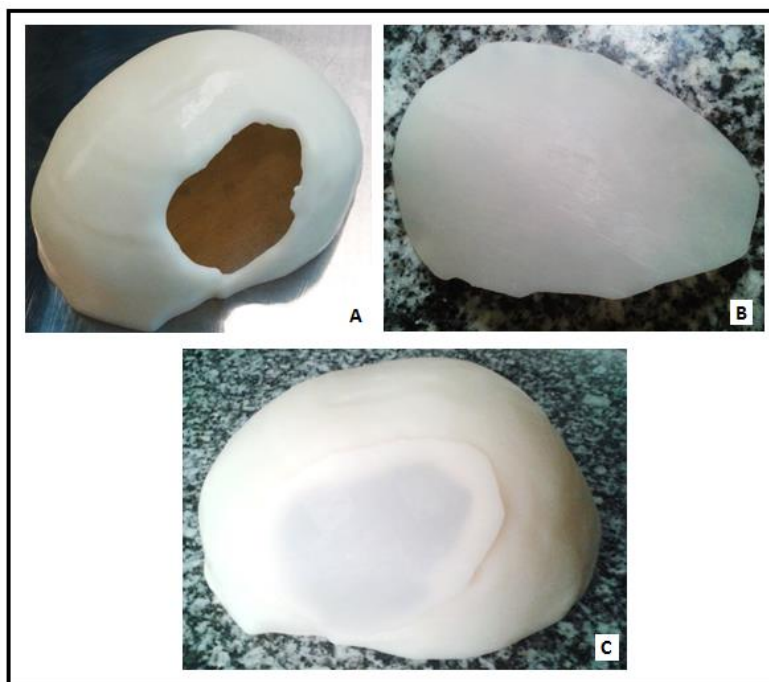


Figura 120 - Modelo em SL: (A) Crânio com o defeito presente (B) Prótese do defeito (C) Crânio com o defeito oculto pela prótese.

Square Hole Titanium Mesh

A malha de titânio Square é uma malha que apresenta elevada resistência mecânica sendo indicada para os casos de cranioplastias. Quando conformada para este caso em particular, revelou um bom resultado, uma vez que adquiriu a forma necessária com uma concavidade quase perfeita comparativamente com o modelo da prótese (Figura 121).

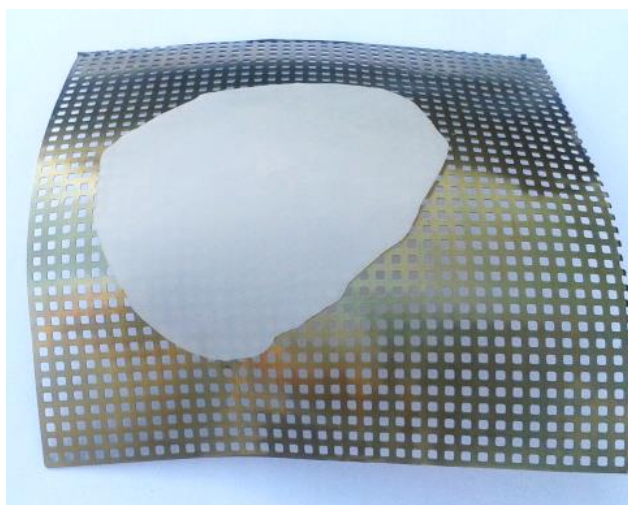


Figura 121 - Malha de titânio Square após conformação, com o modelo SL sobreposto.

Skull Titanium Mesh

A última malha metálica testada foi a Skull TM que veio revelar um resultado surpreendente para este caso de fratura parietal.

A deformação causada na malha após conformação na prensa foi praticamente nula. Isto porque a simplicidade desta geometria não permitiu que a tensão de limite elástico da mesma fosse ultrapassada. Na Figura 122 é visível a pequena deformação sofrida pela malha depois da conformação quando o punção foi removido.

Perante este resultado constatou-se que não se tornava justificativo continuar a conformar as outras malhas metálicas, a Hard 3-D e a Soft 3-D. Isto porque estas quando testadas para o primeiro caso já demonstraram uma elevada tensão de deformação, logo o resultado que ocorreria sobre estas seria semelhante ao ocorrido com a malha Skull.

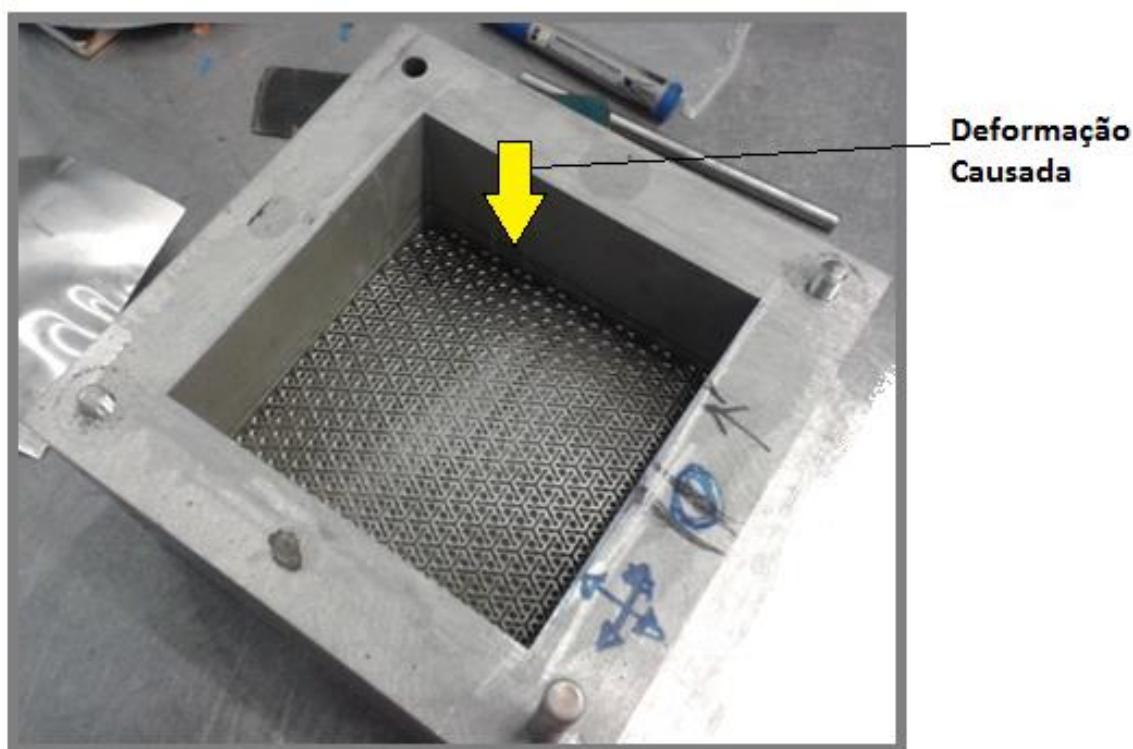


Figura 122 - Deformação causada na malha metálica Skull após estampagem convencional.

Chapa de titânio

No primeiro caso, quando se utilizou a chapa de titânio ocorreu a formação de uma prega pois a geometria era complexa. No segundo caso tal já não aconteceu tendo-se obtido uma conformação sem defeitos da chapa e com uma geometria bastante semelhante ao modelo pretendido (Figura 123).



Figura 123 - Chapa de TiCp Gr2 conformada por estampagem convencional.

No entanto, existe uma ligeira diferença na concavidade obtida na chapa que se revela pequena quando comparada com o modelo estereolitográfico.

7.5. Resultados e Discussão

Os ensaios realizados pelo processo estampagem convencional apresentaram prós e contras no fabrico de próteses à medida do paciente tendo em conta os diferentes casos de estudo. Assim são aqui apresentadas algumas conclusões retiradas:

- Num processo de estampagem convencional, para o desenvolvimento de próteses com geometrias complexas como o caso Frontal-Orbital, a utilização de um cerra-chapas é essencial para garantir o alinhamento da chapa/malhas metálicas no momento da conformação e assim se obter uma prótese mais próxima da geometria pretendida;
- A utilização de chapa de TiCp Gr2 para a obtenção de próteses com geometrias complexas que apresentam ângulos bastante acentuados, não se torna eficaz uma vez que surge o aparecimento de pregas. Já no caso de geometrias mais simples como a de fraturas parietais a conformação da chapa é eficaz e apresenta bons resultados, no entanto após o corte devido ao retorno elástico apresentado por este material a geometria da prótese afasta-se do original;
- A malha metálica *Square Hole* demonstrou ser eficaz no processo de estampagem convencional para a produção de próteses parietais, uma vez que se conseguiu gerar uma curvatura adequada ao modelo estereolitográfico e ao mesmo tempo garantir uma boa resistência na prótese, característica essencial desta malha.

No entanto esta característica torna-se problemática no caso de próteses Frontais-Orbitais. Isto porque as geometrias complexas que estas apresentam não são alcançadas no momento da conformação uma vez que a dureza da malha não o permite, fraturando antes de adquirir a forma final;

- Malhas como a *Skull Titanium Mesh*, a *Hard 3-D Titanium Mesh* e a *Soft 3-D Titanium Mesh*, revelaram ser indicadas para o processo de estampagem

convencional de próteses com geometrias complexas. Isto porque estas malhas apresentam elevada ductilidade facilitando o acesso a periferias críticas que pela malha *Square Hole Titanium Mesh* e pela chapa não foi possível de alcançar. De entre estas três a Soft-3D revelou ser a melhor uma vez que apresentava um valor de dureza mais baixo e por sua vez um padrão mais refinado. Este último trás vantagens na medida em que evita problemas de elevada deformação e expansão da geometria da malha.

Para o caso de geometrias mais simples estas malhas são inapropriadas uma vez que a sua elasticidade não permite a formação da configuração da prótese necessária pois a tensão limite elástico das mesmas não é ultrapassada.

CAPÍTULO 8 - DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESES CMF POR ESTAMPAGEM INCREMENTAL (ISF)

O desenvolvimento de próteses CMF pelo processo de ISF é alvo de estudos e trabalhos experimentais recentes no INEGI.

Graças à parceria existente entre o INEGI e a FEUP, no âmbito da dissertação do aluno Rogério Araújo (2012) foram criados um conjunto de dispositivos que aplicados a um centro de maquinagem de comando numérico, possibilitaram a elaboração de peças e de próteses por Estampagem Incremental.

Na presente tese foram utilizados todos esses meios já projetados com o objetivo do aperfeiçoamento do processo da obtenção de próteses CMF.

8.1. Equipamentos e Ferramentas Utilizadas

Para a produção das próteses pelo processo de ISF, levadas a cabo neste trabalho, foi utilizado o método de estampagem incremental de ponto único (*SPIF*). Para este processo foram utilizados dois dispositivos fundamentais, um punção (ferramenta que provocou a deformação) e um suporte de fixação de chapas, que foram aplicados no centro de maquinagem de comando numérico existente nas instalações da FEUP.

- **Centro de maquinagem de comando numérico**

O centro de maquinagem de comando numérico utilizado no âmbito deste trabalho foi o centro de maquinagem de OKUMA, modelo MC-40VA de comando numérico por código G (Figura 124). Este centro tem a vantagem de se poder adaptar ao processo de SPIF e é possuidor de 4 eixos de funcionamento (A, X, Y, Z), porém um dos eixos está desativado pelo que se utilizaram apenas os eixos X, Y e Z.



Figura 124 - Centro de maquinagem de comando numérico OKUMA MC-40VA, instalado nas oficinas mecânicas da FEUP (Araújo 2012).

- **Punção**

O Punção utilizado nesta dissertação foi uma ferramenta de ponta hemisférica, com um diâmetro de 12 mm feita em aço inoxidável, que sofreu um tratamento de nitruração (Figura 125) com vista a endurecer e a reduzir o seu desgaste, contribuindo também para um melhor acabamento superficial da chapa de titânio



Figura 125 - Ferramenta em aço inoxidável e ponta hemisférica para ISF com tratamento de nitruração (Araújo 2012)

Este punção foi posteriormente montado num contraponto rotativo, sendo o conjunto ainda apetrechado num cone apropriado para acoplamento à árvore do centro de maquinagem.

- **Suporte para fixação das chapas**

O suporte utilizado é constituído por três partes principais (Figura 126):

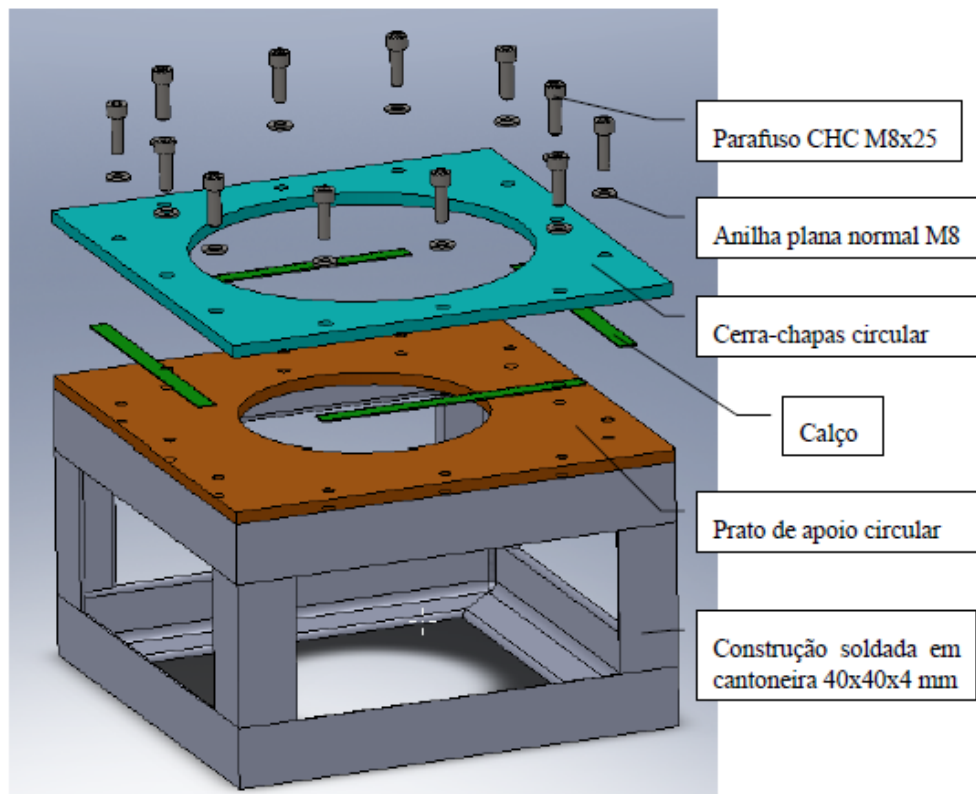


Figura 126 - Representação explodida de suporte para fixação de chapa para o processo de SPIF com prato de apoio circular (Araújo 2012)

- a) A cinzento uma construção soldada em cantoneira 40x40x4 mm
- b) A laranja, o prato de apoio de chapas, circular, realizado por maquinagem; que se encontra soldado à base da cantoneira (alínea a))
- c) A azul, o cerra chapas utilizado no suporte com prato de apoio circular, também este maquinado como no suporte apresentado;

Além destes três elementos principais foram necessários ainda 4 calços de 1 mm de espessura (a verde) para permitir a correta fixação das chapas a conformar, 12 anilhas planas normais M8 e 12 parafusos CHC M8x25.

8.2. Elaboração do Código CNC

Para a elaboração do código CNC das próteses a produzir nesta dissertação foi essencial recorrer a softwares como o *SolidWorks*® e o *Mastercam X*.

Após realização de dois modelos 3D das próteses, no software 3-matic, estes foram gravados num ficheiro de extensão STL e posteriormente convertidos para uma extensão IGES, para serem lidos no software SolidWorks®.

Neste software foram produzidas as paredes auxiliares ao suporte das próteses e analisados os ângulos que estas criavam recorrendo à função *Draft Analysis*. De notar que para a utilização de chapas de pequena espessura (0.6 mm-0.8 mm) o ângulo de parede máximo assume um valor de 56°, valor este que já foi comprovado num trabalho levado a cabo por Rogério Araújo (2013). Como tal, qualquer valor que ultrapasse-se este ângulo poderia por em causa a conformação da chapa, podendo esta vir a fraturar.

Para o 1º Caso de estudo, o da fratura Frontal-Orbital, o Draft Analysis apresentou algumas áreas críticas aquando das primeiras paredes geradas, o que levou à necessidade de realizar diferentes ajustes. O melhor draft que se conseguiu obter para esta geometria é a apresentado na Figura 127. Nesta estão visíveis algumas zonas a amarelo, que revelaram que o ângulo máximo da parede estava a ultrapassar o valor predefinido.

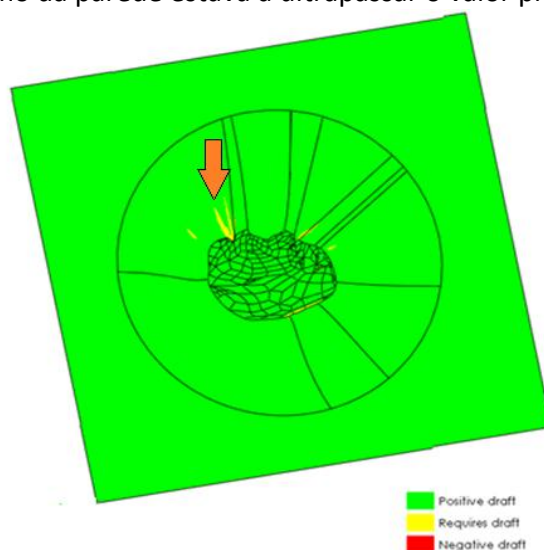


Figura 127 - Realização de Draft Analysis em CAD 3D para determinação dos ângulos de parede do modelo de uma prótese Frontal-Orbital

No entanto não era possível modificar mais a geometria sem por em causa outras áreas da prótese pois esta apresentava uma geometria bastante complexa.

Para o segundo caso, o da fratura parietal, a aquisição do Draft ideal já foi mais fácil de obter uma vez que a geometria da prótese tinha uma curvatura menor. O resultado foi o apresentado na Figura 128.

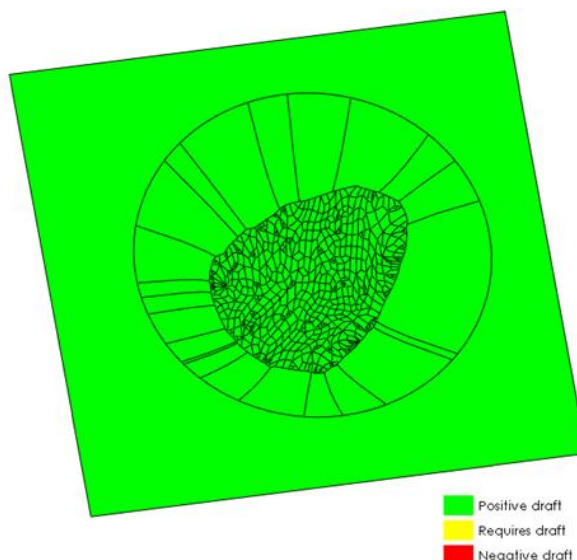


Figura 128 - Realização de Draft Analysis em CAD 3D para determinação dos ângulos de parede do modelo de uma prótese Frontal-Orbital.

Após a obtenção das paredes e de todos os ângulos necessários ajustados, foi criado o código numérico CNC. Para tal foi utilizado o software *Mastercam X* que gerou de forma automática a trajetória da ferramenta dando origem ao código que foi utilizado no centro de maquinagem OKUMA MC-40VA.

Na Figura 129 é possível visualizar a amarelo as linhas que formam a trajetória a ser seguida pelo punção no processo de conformação para o primeiro caso em estudo. Esta trajetória foi definida num único estágio.

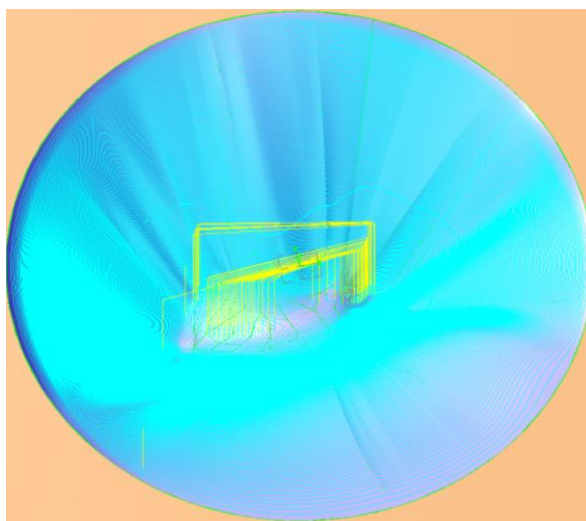


Figura 129 - Geração de trajetória de ferramenta em Mastercam X para a geometria da prótese Frontal-Orbital.

Após obtenção do código, passou-se para o fabrico propriamente dito com vista a obter as geometrias apresentadas na Figura 130.

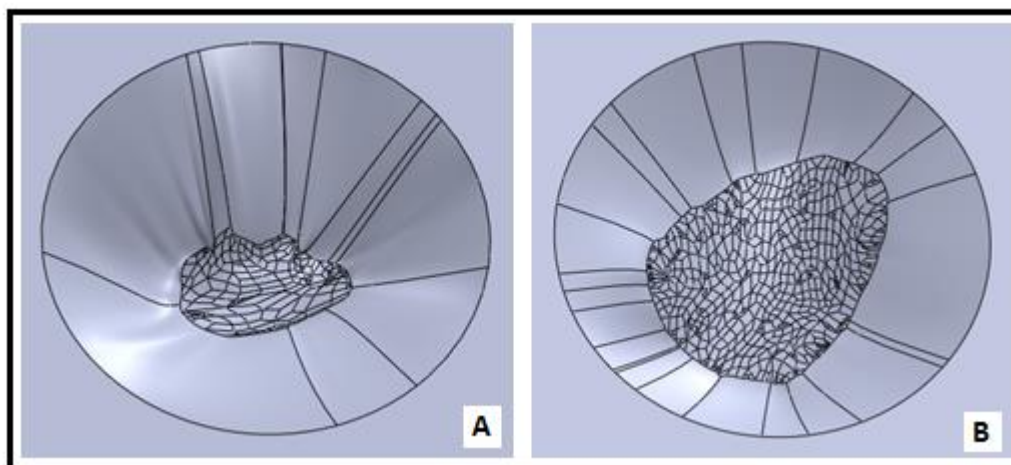


Figura 130 - Geometrias a obter pelo processo de SPIF (A) Prótese Frontal-Orbital (B) Prótese Parietal.

8.3. Estampagem Incremental de Chapa e Malhas Metálicas

Adquirindo todo o material necessário para o processo de estampagem incremental e após montagens do mesmo no centro de maquinagem, foi possível dar início à conformação das próteses.

8.3.1. 1º Caso Fratura Frontal-Orbital

No primeiro caso a ser testado, a conformação ocorreu num único estágio sobre uma chapa de TiCp Gr2 de espessura 0.8 mm com 250x250 mm de dimensão. Durante o processo ocorreu rotura da chapa (Figura 131), provocada pelo ângulo da parede que demonstrou ser demasiado elevado na zona da fratura, não sendo viável prosseguir com a conformação.

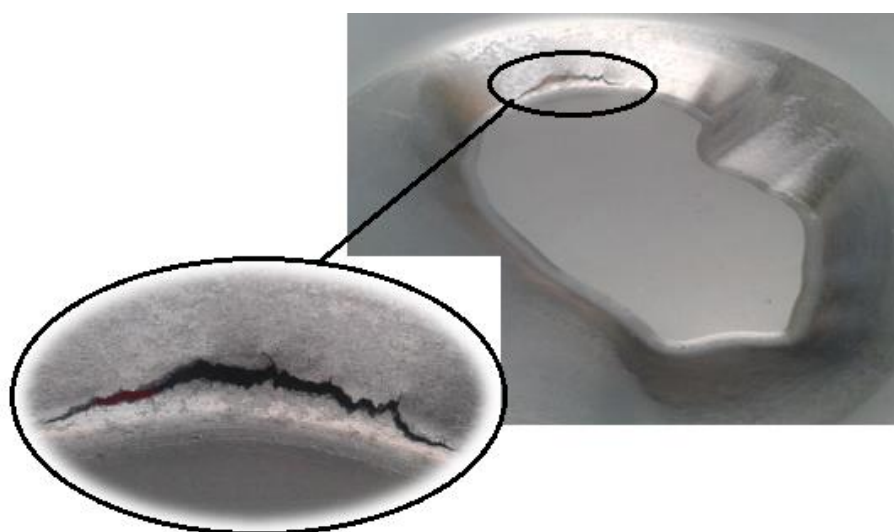


Figura 131 - Fratura ocorrida na chapa de TiCp pelo processo de ISF.

Tal já era esperado uma vez que nos cálculos realizados no *Draft Analysis* da chapa apareciam algumas zonas críticas que ultrapassavam o ângulo limite. No entanto foi essencial a execução deste caso para se conseguir compreender qual o nível de complexidade de próteses que este processo conseguia obter.

Como tal, pode-se constatar que para a execução de próteses para fraturas frontais-orbitais este processo é ineficaz.

8.3.2. 2º Caso Fratura Parietal

Passou-se então a analisar o segundo caso, onde a geometria em causa era bastante mais simples e onde as perspetivas de sucesso se revelavam bastante superiores não só pela simplicidade da forma mas também porque no *Draft Analysis* obtido anteriormente a geometria não apresentara qualquer ângulo de parede superior ao ângulo limite.

Foi utilizada também uma chapa de TiCp Gr2 de espessura 0.8 mm com 250x250 mm de dimensão. O processo decorreu sem apresentar qualquer tipo de fratura do material (Figura 132) e todo o código de CNC foi processado.

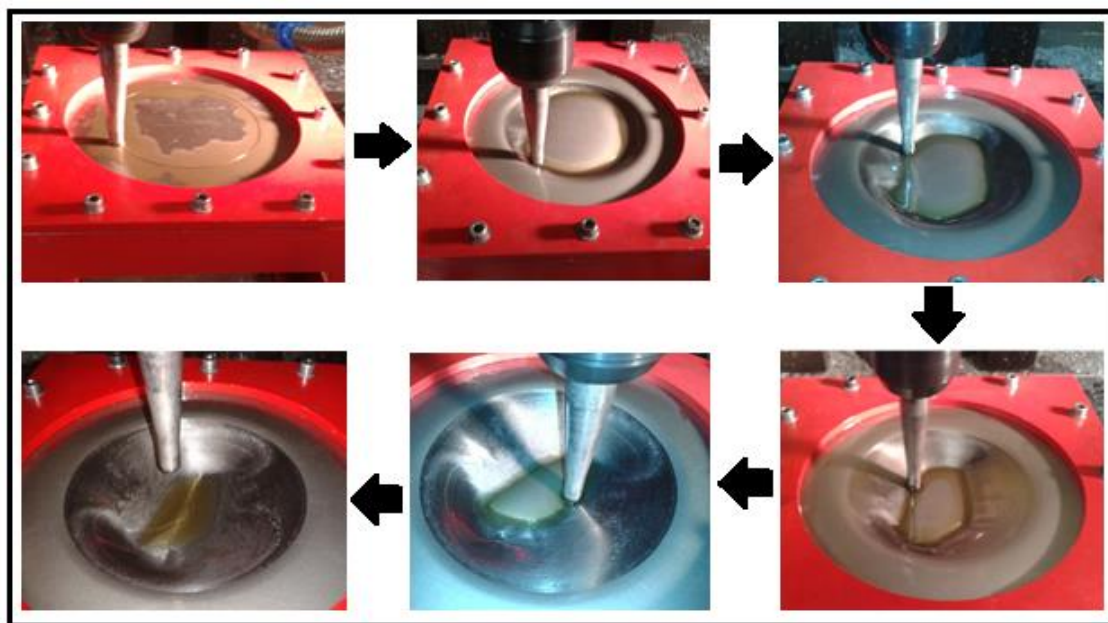


Figura 132 - Desenvolvimento de prótese parietal por ISF.

Após a etapa de conformação concluída com sucesso procedeu-se ao corte da prótese por arranque de apra (Figura 133). Este foi realizado no mesmo centro de maquinagem CNC onde foi conformada a prótese, de forma a manter o posicionamento da chapa no suporte de fixação.

Os parâmetros de corte utilizados foram os seguintes:

- Fresa de duas facas com diâmetro de 6 mm;
- Velocidade de avanço de 40 mm/min;

- Velocidade de rotação de 1000 rot/min;
- Arrefecimento por meio líquido.

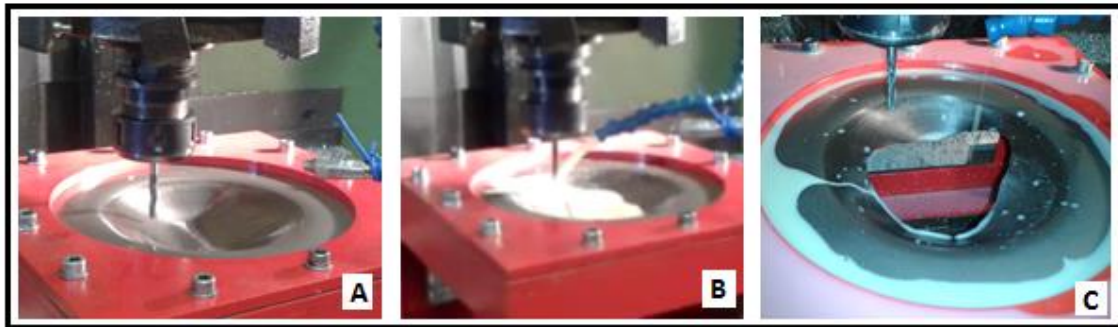


Figura 133 - Etapas de Corte em ISF (A) Posicionamento da Fresa (B) Introdução do líquido de arrefecimento (C) corte final.

O resultado final da prótese após o corte ficou aquém das expectativas. Quando comparada com o modelo estereolitográfico esta apresentou uma deformidade acentuada na sua concavidade, como se pode verificar na Figura 134. Tal pode ser justificado pelo retorno elástico que o material apresentou durante do corte.

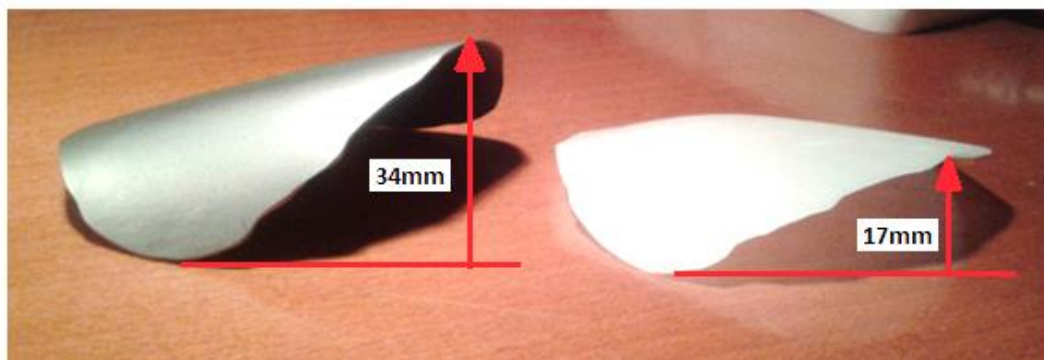


Figura 134 - Comparação entre a prótese obtida por ISF e o modelo em SL.

Analisando mais ao pormenor esta prótese de titânio verificou-se que esta apresentou uma variância de forma no centro da prótese (Figura 135). Esta pode estar relacionada com o diâmetro do punção utilizado, que não permitiu deformar o centro na sua totalidade, ou com a necessidade de aumentar o número de passagens do punção nesta zona. Fica também visível neste material um efeito de escada acentuado provocado pelo punção.

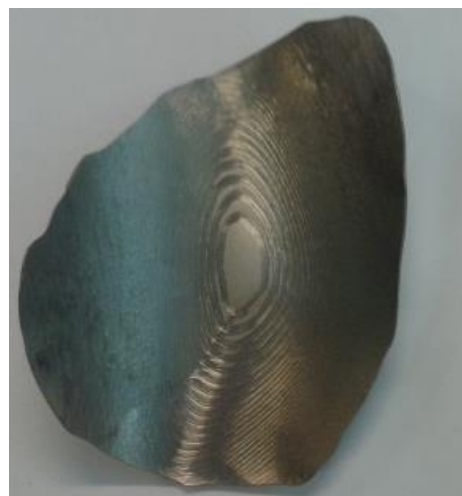


Figura 135 - Prótese de TiCp obtida por ISF.

Uma vez que o resultado obtido com a conformação da chapa não foi bem-sucedido porque ocorreu elevado retorno elástico, foi colocada a hipótese de se realizar este processo recorrendo não a chapa, mas a malhas metálicas.

O uso de malhas metálicas nunca tinha sido utilizado até ao momento desta dissertação pelo INEGI, pelo processo de ISF, sendo uma hipótese que foi colocada para o desenvolvimento deste trabalho.

Inicialmente esta possibilidade suscitou algumas dúvidas relativamente à sua viabilização pois este processo sempre foi utilizado em superfícies planas e totalmente lisas (chapa), o que no caso da malha não acontece. Como tal o processo de conformação destas poderia por em risco as ferramentas, em particular o punção, caso ocorresse elevada deformação e ou expansão da malha.

Como forma de contornar este problema, surgiu a ideia de se criar a conformação da malha metálica através de um efeito sandwich entre a malha e duas chapas de alumínio (Figura 136) para que o punção estivesse em contacto com uma superfície lisa. Os materiais seleccionados para o efeito foram a malha de TiCp Gr2 do tipo *Soft 3-D Titanium Mesh* e duas chapas de alumínio (AL 5182).

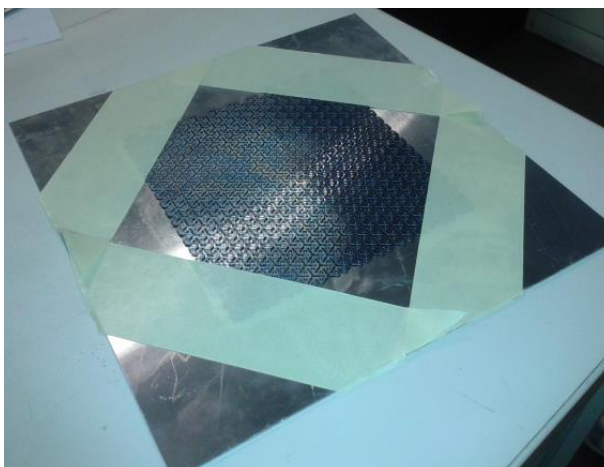


Figura 136 - Montagem centrada de uma malha metálica de TiCp Gr2 sobre chapa de alumínio para criação de efeito Sandwich com a colocação superior de outra chapa.

A escolha do material da chapa foi fundamentada com base num caso de conformação pelo método de sandwich já realizado pelo INEGI onde se utilizaram chapas de cobre. Nesse processo, a chapa de cobre mostrou ser demasiado macia para utilizar sobre uma chapa de TiCp, pois esta acabou por fraturar segundo o contorno imposto pela trajetória de conformação (Araújo 2012). Como tal o alumínio por ser um material mais duro e por estar disponível nas instalações do INEGI foi o material de eleição para este método.

Já no que diz respeito à malha metálica foi seleccionada a que apresentava menor dureza e maior flexibilidade.

Após a montagem de todas as ferramentas no centro de maquinagem, deu-se início ao fabrico da prótese em causa.

Durante o processo de conformação começou a surgir uma concavidade inesperada na chapa de alumínio superior, na direção Z positivo como se pode comprovar na Figura 137.

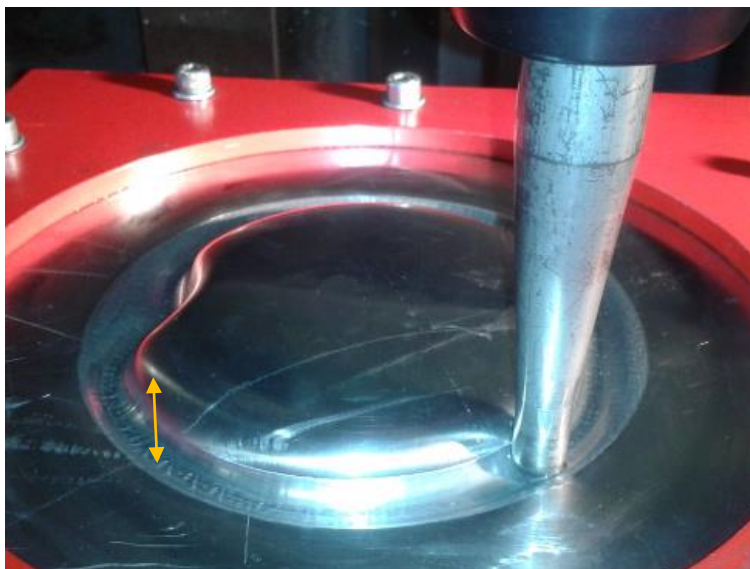


Figura 137 - Concavidade inesperada ocorrida da chapa de alumínio no processo de ISF.

Esta deformação pode estar relacionada com um conjunto de fatores que foram ocorrendo desde o início do processo.

Quando se inicia a conformação de uma chapa normal, esta não apresenta qualquer tipo de inclinação em relação ao punção, começando este por formar uma trajetória segundo um ponto único (Figura 138 A). Só ao fim de algum tempo é que este começa por entrar em contacto com uma parede que vai surgindo e provocando a formação de um ângulo de inclinação (Figura 138 B) vantajoso ao processo.

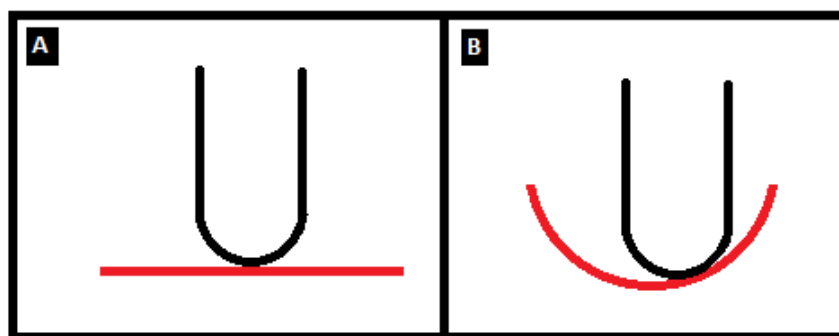


Figura 138 - Processo ISF: (A) fase inicial (B) formação de ângulo de inclinação sobre a parede.

No entanto, neste caso em estudo começaram a aparecer não uma mas duas paredes com ângulos acentuados, em volta do punção que vieram alterar por completo a forma que se pretendia obter. Isto pode ter estado na base de elevadas tensões provocadas pela malha e pela chapa inferior colocadas para o efeito sandwich.

Dando continuidade ao processo deparou-se, ao fim de algum tempo, o aparecimento de pequenas roturas na chapa de alumínio que se foram alargando até provocar a rotura total da concavidade que se estava a gerar ficando exposta a malha de titânio como se pode verificar na Figura 139.

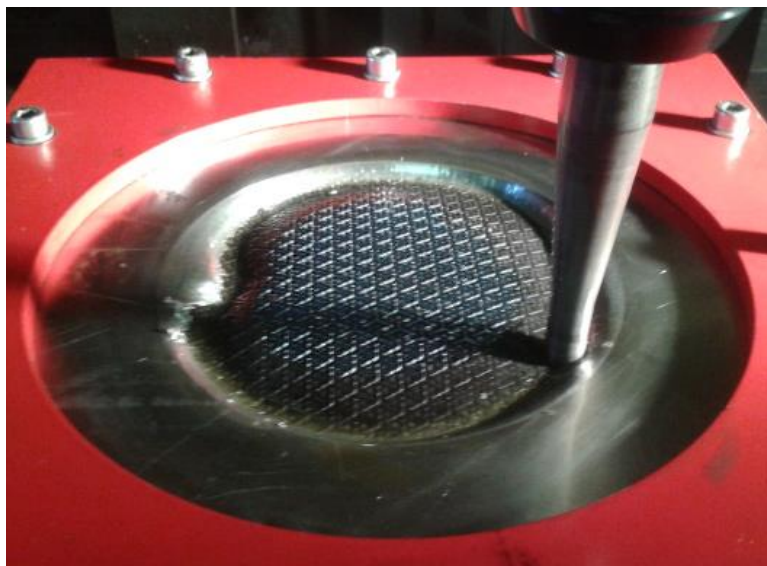


Figura 139 - Exposição de malha de titânio após rotura de chapa de alumínio pelo processo de ISF.

Uma vez que a malha não apresenta grandes deformações nem expansões no seu padrão decidiu-se continuar com o processo de conformação da malha, através do contacto direto do punção como forma de analisar o seu comportamento.

Findo o processo de conformação foi possível de constatar que a geometria obtida na malha ficou muito aquém das expectativas, uma vez que ocorreu na malha de titânio o mesmo problema que na chapa de alumínio como se pode verificar na Figura 140 em comparação com a Figura 137.

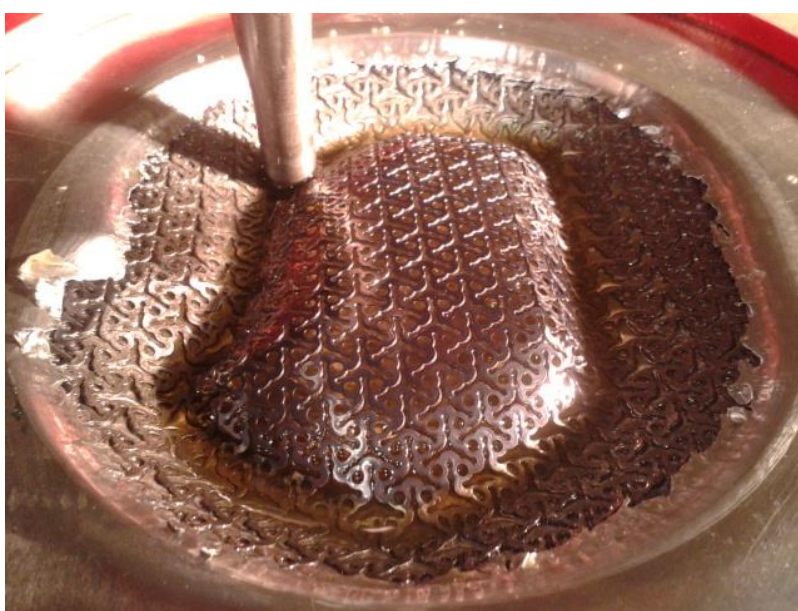


Figura 140 - Deformação ocorrida em malha de titânio após processo de ISF.

No entanto apesar de não ter sido alcançada a geometria pretendida, verificou-se que a malha teve um comportamento uniforme durante o processo, sem causar problemas indesejados à ferramenta e sem apresentar variações exageradas de expansões do seu padrão. Como tal, estas conclusões vieram demonstrar a viabilidade de se criar a conformação de malhas metálicas diretamente no processo de ISF.

Assim, esta contingência foi também posta em prática nesta dissertação, após se ter contornado alguns contratempos relacionados com as dimensões das malhas.

As malhas metálicas adquiridas pelo INEGI apresentavam uma dimensão de 150x150mm o que não permitia a sua fixação direta no suporte uma vez que este apresentava dimensões de 250x250mm.

Como forma de contornar esta questão, foi criada uma chapa de alumínio de 250x250mm onde se aplicou um corte circular central com diâmetro de 140 mm, sendo posteriormente fixada à mesma uma malha metálica (Figura 141).

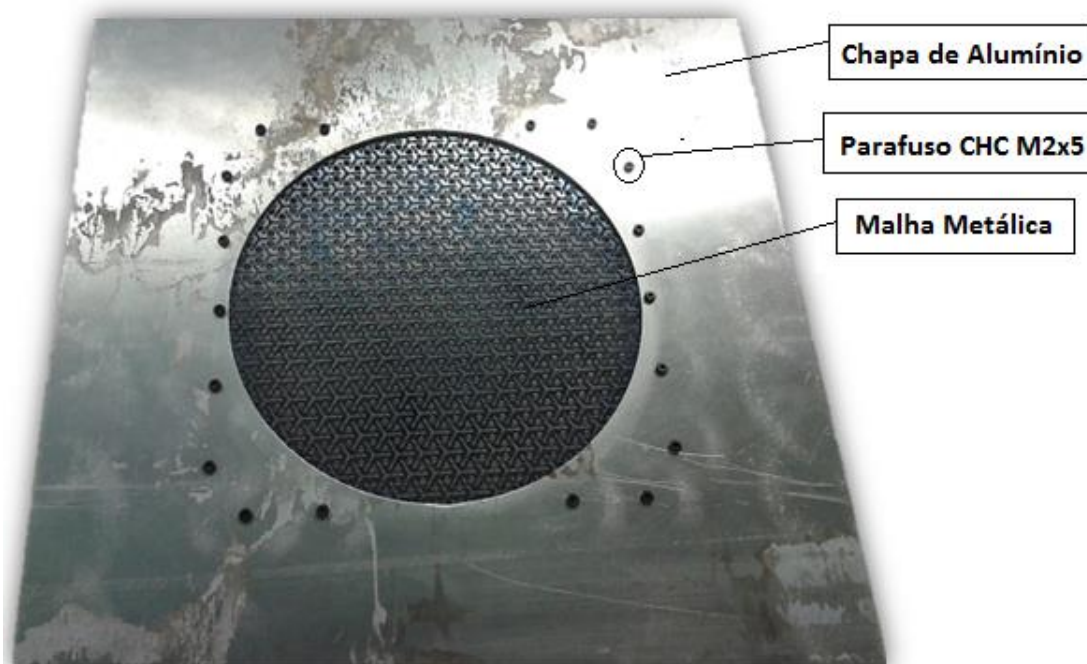


Figura 141 - Malha metálica fixa a uma chapa de alumínio.

Com todos os indicativos direcionados para a obtenção de um bom resultado foi então realizado o processo de fabrico da prótese.

Este decorreu de uma forma controlada do início até ao fim sem ter ocorrido problema algum. As respetivas fases do processo encontram se representadas no esquema da Figura 142.

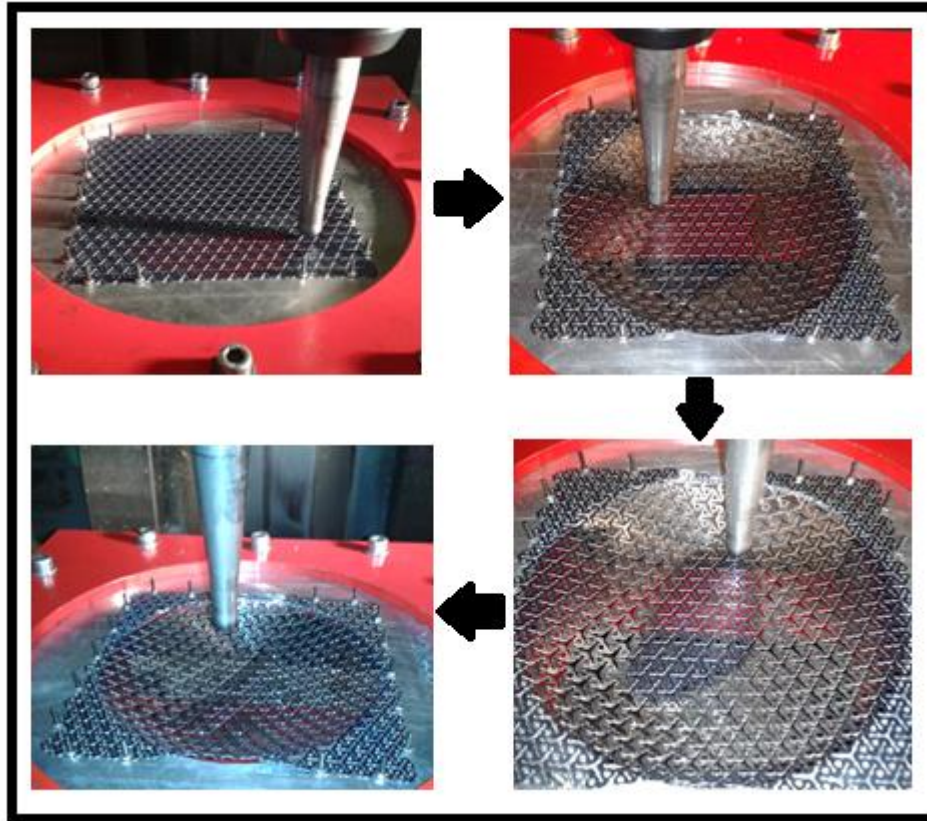


Figura 142 - Esquema do processo de ISF na obtenção de uma prótese em malha metálica de TiCp.

Após o corte da malha tendo por base o modelo SL foi possível adaptar a prótese no crânio modelo, verificando o bom resultado que este processo teve na produção desta prótese parietal (Figura 143).

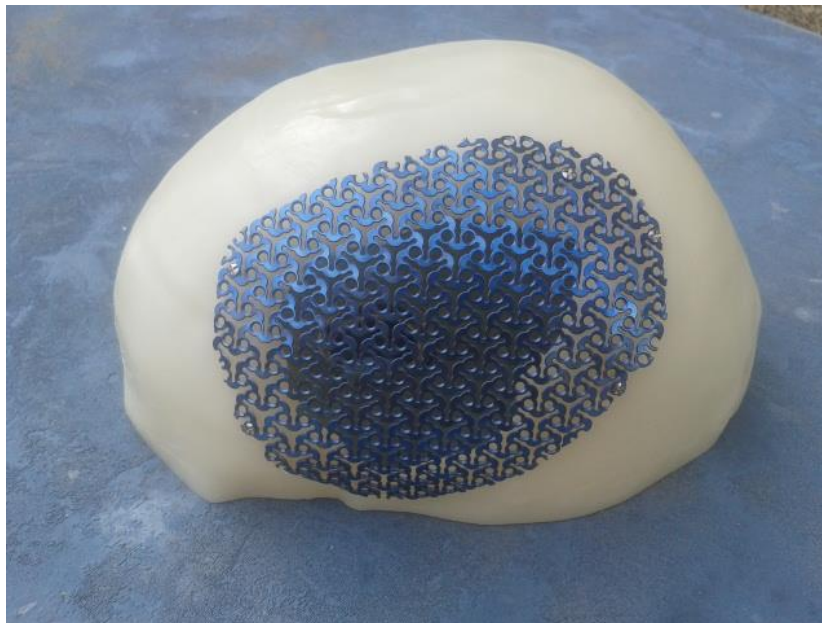


Figura 143 - Prótese produzida em malha metálica TiCP Gr2 pelo processo de SPIF adaptada ao modelo SL.

8.4. Resultados e Discussão

O estudo realizado pelo processo ISF veio demonstrar algumas potencialidades que este pode ter no fabrico de próteses à medida do paciente para determinados casos em específico. Como tal ficam as seguintes conclusões:

- A realização da prótese Frontal-Orbital não é possível de obter pelo processo de SPIF, uma vez que esta apresentava uma geometria bastante complexa junto do contorno orbital que obriga à geração de ângulos de paredes bastante elevados que ultrapassavam o valor estipulado para o TiCp Gr2 (56°) provocando o aparecimento de fraturas durante o processo. Como alternativa poderia ser testado o seu comportamento pelo processo TPIF, variante para a qual ainda não se possui equipamentos físicos no INEGI;
- A obtenção da prótese Parietal pelo processo de SPIF em chapa aqui retratada, durante a sua conformação não apresentou qualquer tipo de problema, no entanto no momento final, o de corte esta acabou por deformar, consequência provocada pelo retorno elástico que o TiCp apresenta. No entanto este problema pode ser contornado através de métodos de compensação do retorno elástico. Este baseia-se no conceito de “sobre dobragem” (over bending), que consiste em aplicar mais alguma deformação sobre o material durante o processo, de maneira a atingir a forma desejada após o corte da chapa.

Pode ser realizado segundo o método de tentativa erro onde a estratégia de otimização é determinada medindo o erro experimental no final do processo e atribuindo uma “sobre deformação” oposta ao erro medido (Figura 144).

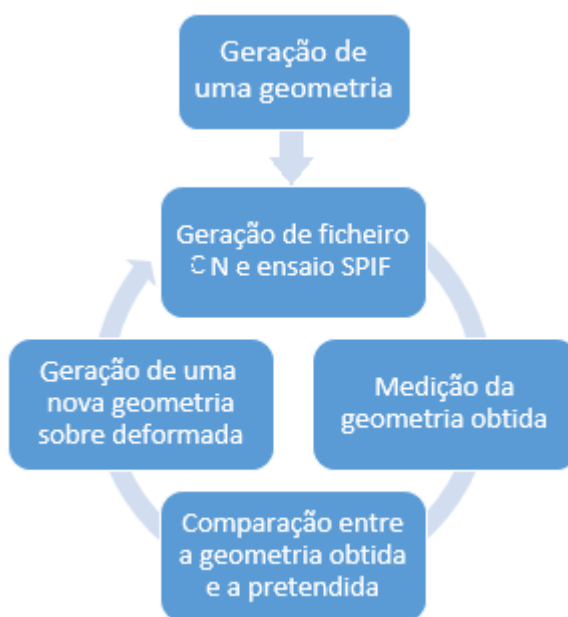


Figura 144 - Esquema do processo tentativa erro para compensação do retorno elástico no processo de ISF.

Ainda para esta prótese foi possível constatar um efeito de escada provocado no material pelo contacto direto do punção sobre a chapa. Como forma de diminuir este efeito, durante o processo de conformação poderia ter sido utilizado um lubrificante de massa cerâmica que evitaria este efeito.

- O processo de obtenção de uma prótese parietal em malha metálica pelo método Sandwich entre duas chapas metálicas de alumínio não se torna justificável. Isto porque por um lado, a chapa revelou ainda ser um material macio para este processo criando rotura da mesma. Por outro, lado a deformação e expansão que a malha veio a sofrer depois de se continuar com o processo de SPIF foi mínima, não causando constrangimentos aos equipamentos em utilização. Logo constatou-se que o efeito sandwich pode ser descartado e o processo pode ser realizado diretamente sobre a malha.
- A realização de uma prótese metálica parietal pelo processo SPIF revelou-se eficaz, demonstrando ser um grande potencial para aquisição deste tipo de próteses.
- A utilização de malhas Soft 3D são um ótimo material para conformação pelo processo de SPIF uma vez que o refinamento apresentado por esta geometria no seu padrão garante que não ocorram grandes expansões ou deformações da mesma, não colocando em risco os equipamentos e ferramentas.
- A utilização de conformação por SPIF em malhas Soft 3D é exequível o que não ocorreu com a estampagem convencional. Este acontecimento dá-se uma vez que no primeiro caso a força exercida sobre a malha metálica é aplicada ponto por ponto não dando a possibilidade ao material de apresentar grandes desvios de retorno elástico. Já no segundo caso como a força aplicada pelo punção é distribuída pela malha numa geometria muito simples, esta não ultrapassa o seu limite elástico não ocorrendo deformação.

CAPÍTULO 9 - ANÁLISE DE CUSTOS

Num panorama atual, a competitividade entre empresas tem aumentado consideravelmente, o que tem provocado um aumento na produção de produtos com qualidade elevada e a preços cada vez menores.

Tal cenário também se encontra hoje presente no setor de produção da área médica em específico no que toca à obtenção de próteses à medida do paciente por processos de fabrico aditivo.

Ao longo desta dissertação foram obtidas próteses por dois processos de fabrico dos quais foram sendo contabilizados os custos com o intuito de verificar se o preço de venda destas seria coerente com os custos de fabricação das mesmas existentes no mercado por outros processos de fabrico aditivo que foram abordados no ponto 4.1.1.

Assim, nas Tabelas 25 e 26 são apresentados os custos de fabrico de duas próteses produzidas pelo processo de estampagem convencional, para dois casos de fraturas distintas que apresentaram sucesso na sua produção.

Tabela 25 - Custos associados à obtenção de uma prótese Frontal-Orbital em malha metálica pelo processo de estampagem convencional.

Estampagem Convencional Fratura Frontal Orbital	
Trabalho em Software (Mimics/3-Matic)	Custo
Segmentação e modelação tridimensional (3D) do crânio	320€
Pós-processamento e criação da Prótese	
Ferramentas	
Crânio/prótese (SL)	500€
Contramolde da Matriz (SL)	250€
Contramolde do Punção (SL)	250€
Matriz (Resina com pós de alumínio)	30€
Punção (Resina com pós de alumínio)	40€
Material Metálico	
Malha metálica Soft -3D	140€
Utilização de máquina	
Prensa	60€
Rebarbadora	
Total	1590€

Tabela 26 - Custos associados à obtenção de uma prótese Parietal em malha metálica pelo processo de estampagem convencional.

Estampagem Convencional Fratura Parietal	
Trabalho em Software (Mimics/3-Matic)	Custo
Segmentação e modelação tridimensional (3D) do crânio	240€
Pós-processamento e criação da Prótese	
Ferramentas	
Crânio/prótese(SL)	300€
Contramolde da Matriz (SL)	250€
Contramolde do Punção (SL)	250€
Matriz (Resina com pós de alumínio)	40€
Punção (Resina com pós de alumínio)	55€
Material Metálico	
Malha metálica <i>Square hole</i>	140€
Utilização de máquina	
Prensa	60€
Rebarbadora	
Total	1335€

Também o processo de SPIF se verificou eficaz no processo de obtenção de uma prótese recorrendo a uma malha metálica para o caso de uma fratura Parietal. Como tal os seus custos foram contabilizados e o seu valor total é o apresentado na Tabela 27.

Tabela 27 - Custos associados à obtenção de uma prótese Parietal em malha metálica pelo processo de SPIF.

Estampagem Incremental (ISF) Fratura Parietal	
Trabalho em Software (Mimics/3-Matic)	Custo
Segmentação e modelação tridimensional (3D) do crânio	240€
Pós-processamento e criação da Prótese	
Trabalho em Software SolidWorks/ Mastercam X)	
Definição das paredes e dos ângulos da prótese	540€
Elaboração do NC	
Produção	
Centro de maquinagem	40€
Material Metálico	
Malha metálica Soft -3D	140€
Total	960€

Como referido anteriormente era essencial realizar uma comparação de custos dos produtos obtidos nesta dissertação com os custos de outros processos de fabrico aditivo. Para isso entrou-se em contacto com três empresas distintas, que apresentam tecnologias de fabrico aditivo de metais, para se saber qual o preço que faziam na produção das próteses dos dois casos de estudo retratados nesta dissertação.

A primeira empresa com a qual se entrou em contacto foi com a *FIT production GmbH* uma empresa Alemã, pertencente ao grupo *FIT Technology*. Esta encontra-se especializada em várias técnicas de fabrico aditivo cobrindo áreas como a engenharia, a medicina, indústria automóvel, aeroespacial, aviação entre muitas outras.

Em particular esta tem a capacidade de produzir implantes de titânio biocompatível pelo processo EBM, e apresenta todas as normas e certificados segundo as orientações europeias e americanas.

Para os dois casos de estudo aqui abordados os valores de produção atribuídos pela mesma a estas próteses encontram-se na Tabela 28.

Tabela 28 - Custos associados à obtenção de prótese parietal pelo processo de EBM na empresa *FIT production GmbH*.

Eletron Beam Melting (EBM) Fratura Parietal	
Trabalho em Software (Mimics/3-Matic)	Custo
Segmentação e modelação tridimensional (3D) do crânio	240€
Pós-processamento e criação da Prótese	
Produção	
Máquina de EBM	1245€
Total	1485€

Tabela 29 - Custos associados à obtenção de prótese frontal-orbital pelo processo de EBM na empresa *FIT production GmbH*.

Eletron Beam Melting (EBM) Fratura Frontal-Orbital	
Trabalho em Software (Mimics/3-Matic)	Custo
Segmentação e modelação tridimensional (3D) do crânio	240€
Pós-processamento e criação da Prótese	
Produção	
Máquina de EBM	950€
Total	1190€

Em segundo lugar entrou-se em contacto com o CTAG (*Centro Tecnológico de Automoción de Galicia*) em Espanha. Este centro é conhecido por oferecer todas as vantagens tecnológicas para soluções automóveis e outras áreas da engenharia.

Uma vez que este apresenta equipamentos de fabrico aditivo em particular do processo de sinterização direta de metal por laser (DMLS) foi também de todo o interesse para esta dissertação conhecer qual o custo de produção recorrendo a esta tecnologia. Foram atribuídos por esta empresa o mesmo valor de custo para ambos os casos que se apresentam na Tabela 30.

Tabela 30 - Custos associados à obtenção de próteses pelo processo de DMLS no centro tecnológico CTAG.

Direct Metal Laser Sintering (DMLS) Fratura Parietal ou Fratura Frontal-Orbital	
Trabalho em Software (Mimics/3-Matic)	Custo
Segmentação e modelação tridimensional (3D) do crânio	240€
Pós-processamento e criação da Prótese	
Produção	
Máquina de EBM	970€
Total	1210€

Por último foi contactada a empresa Layerwise na Bélgica. Esta foi a primeira empresa neste país a criar um centro de produção, que se centra exclusivamente num processo de FA para metais.

A companhia foi fundada por Jonas Van Vaerenbergh e Peter Mercelis, que estavam intimamente envolvidos no projeto de desenvolvimento da SLM, na Universidade Católica de Leuven.

Além de trabalhar para inúmeras aplicações industriais, esta encontra-se também especializada na produção de implantes ortopédicos, maxilofaciais e dentais. Os custos apresentados por esta empresa para a produção das próteses desenvolvidas nesta dissertação são apresentados nas tabelas seguintes.

Tabela 31 - Custos associados à obtenção de prótese parietal pelo processo de SLM na empresa LayerWise.

Fusão Seletiva por Laser (SLM) Fratura Parietal	
Trabalho em Software (Mimics/3-Matic)	Custo
Segmentação e modelação tridimensional (3D) do crânio	240€
Pós-processamento e criação da Prótese	
Produção	
Máquina de SLM	695€
Total	935€

Tabela 32 - Custos associados à obtenção de prótese frontal-orbital pelo processo de SLM na empresa LayerWise.

Fusão Seletiva por Laser (SLM) Fratura Frontal-Orbital	
Trabalho em Software (Mimics/3-Matic)	Custo
Segmentação e modelação tridimensional (3D) do crânio	240€
Pós-processamento e criação da Prótese	
Produção	
Máquina d SLM	640€
Total	880€

Se se considerar para estes três casos de próteses obtidas pelo FA que o trabalho desenvolvido em software (Mimics®/ 3-matic®) é idêntico ao necessário para a conformação plástica, pode-se realizar uma comparação de custos totais (Tabela 33).

Tabela 33 - Tabela de Custos totais de obtenção de próteses CMF por quatro processos de fabrico.

	Estampagem Convencional	Estampagem Incremental	EBM	DMLS	SLM
Prótese Parietal	1335€	960€	1485€	1210€	935€
Prótese Frontal-Orbital	1590€	*4	1190€	1210€	880€

⁴Não disponíveis ainda

CAPÍTULO 10 - CONSIDERAÇÕES FINAIS

10.1. Conclusões

O desenvolvimento de produção de próteses crânio-maxilofaciais por processos alternativos à fundição era o objetivo essencial proposto no início deste projeto. Este foi atingido com sucesso, na medida em que se conseguiu chegar ao fabrico e obtenção final de próteses passíveis de virem a poder ser utilizadas no mercado médico.

No seguimento dos trabalhos experimentais realizados, foram obtidos resultados positivos e visíveis, para os processos de fabrico de estampagem convencional e estampagem incremental na conformação de chapas e malhas metálicas de TiCp Gr2 na obtenção de próteses. Regista-se como efetivo a apreciação positiva de dois cirurgiões credenciados na área e o feedback positivo que foi dado.

A utilização dos softwares Mimics® e 3-matic®, revelaram-se bastante úteis na transformação das imagens médicas (TC) em modelos tridimensionais, que auxiliaram em tudo o projeto de elaboração de uma prótese customizada. Demonstraram ser softwares intuitivos e de fácil manipulação, permitindo obter próteses num curto espaço de tempo, o que se torna uma mais-valia para a competitividade empresarial.

Estes Softwares demonstraram também ser um excelente meio para a criação de contramoldes que servem de auxílio à obtenção de ferramentas (Punção/Matriz) com a geometria exata das próteses para utilização no processo de estampagem convencional.

O fabrico dos modelos dos crânios, próteses e contramoldes desenvolvidos neste trabalho foram produzidos por estereolitografia, uma vez que este processo apresentava custos aceitáveis ao projeto e por se encontrar disponível no INEGI.

O Processo de Estampagem Convencional, tem vindo a ser usado no fabrico de próteses de malhas metálicas CMF revelando-se eficaz na obtenção das mesmas. No entanto verificou-se nesta dissertação que na utilização de malhas metálicas 3D, o processo só se torna viável quando se pretendem obter próteses de geometrias complexas, como foi o caso frontal-orbital. Para casos simples, como o de próteses parietais, este processo não se torna aplicável uma vez que a tensão limite elástico da malha não é ultrapassada não se criando a forma necessária.

O Processo de Estampagem Incremental já tinha sido testado no INEGI para desenvolvimento de próteses CMF em chapa, mas nunca tinha sido testado sobre malhas metálicas. Tendo em conta as várias experiências realizadas neste projeto foi possível validar a viabilidade da utilização de malhas por este processo, com a criação de ferramentas auxiliares e códigos numéricos específicos. Como tal este torna-se um bom indício para aplicações futuras deste tipo de próteses.

Neste trabalho houve ainda uma cuidada apreciação e seleção do tipo malhas existentes, que levou a uma prospeção do mercado mundial. Afigurou-se como mais apreciável o produto do mercado Asiático, tendo em conta a qualidade, a variedade de materiais e os custos do produto apresentado.

Nos testes realizados sobre as diferentes malhas adquiridas foi possível constatar que a dureza apresentada por estas tem grande influência no resultado final do produto.

Como tal para casos de próteses parietais que apresentam geometrias simples as malha de maior dureza a *Square Hole* revelaram melhores resultados no processo de estampagem convencional, enquanto que para o caso de próteses frontais-orbitais que apresentam uma geometria mais complexa, a malha com maior elasticidade Soft 3D foi a mais indicada.

Para a produção de testes de malhas em ISF foi selecionada a malha que apresentou melhores resultados pelo processo de estampagem convencional, tais como boa elasticidade e baixa deformação e expansão do seu padrão, como forma preliminar de salvaguardar as ferramentas e a máquina utilizada uma vez que até ao momento nenhum ensaio tinha sido realizado no INEGI. Comprovado o bom resultado na utilização destas fica aberto o caminho para novos estudos do processo de ISF em malhas com outras geometrias e padrões.

Assim, este projeto realizado apresentou bons resultados para o desenvolvimento de próteses CMF para o mercado médico, sendo de todo o interesse dar prossecução a trabalhos nesta área.

10.2. Trabalhos Futuros

Os resultados obtidos neste trabalho experimental demonstraram-se bastante positivos relativamente à produção de próteses CMF, no entanto existem ainda alguns pontos que podem ser otimizados e outros explorados.

Deixam-se aqui sugeridas um conjunto de ideias que poderão vir a ser postas em prática, tais como:

- Caracterizar as malhas metálicas recorrendo a ensaios mecânicos para determinação do módulo de elasticidade, tensão de rotura, tensão limite elástico e ductilidade;
- Realizar o processo de Estampagem convencional em chapas metálicas, realizando nestas tratamentos de recozimento;
- Testar o comportamento de chapas na obtenção de próteses Frontais-Orbitais pelo processo TPIF;
- Otimizar o processo de produção de próteses parietais em chapa metálica pelo processo de SPIF recorrendo a simulações numéricas e a estudos de compensação do retorno-elástico;
- Realizar o processo de SPIF segundo várias etapas (multi-estágios) na tentativa de obter uma distribuição de espessura da chapa mais homogênea e ângulos de parede mais elevados;
- Efetuar testes de produção de próteses com geometrias complexas sobre malhas metálicas no processo de SPIF.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS

- AAMP, American Academy of Maxillofacial Prosthetics. 2013a. "What is a Maxillofacial Prosthodontist?". Acedido a 04 de Março de 2014. <http://www.maxillofacialprosthetics.org/ReferringPhysicians/WhatisMP.html>.
- . 2013b. "Facial Prostheses". Acedido a 04 de Março de 2014. https://www.maxillofacialprosthetics.org/Patients/PatientEd_FP.html.
- Antonio, Julio Henrique Wolff e José Aguiomar Foggiatto. 2011. "Procedimentos para aplicação da prototipagem rápida na área da saúde." *6º congresso brasileiro de engenharia de fabricação*:9. Acedido a 25 de Maio de 2014. alvarestech.com/temp/cobef2011/grima.ufsc.br/.../COF11-0070.pdf.
- Antonyshyn, O. , G. Edwards e J. Mainprize. 2012. *Method of forming patient-specific implant*. Google Patents. <http://www.google.com/patents/US20120010711>.
- Araújo, Rogério de Sá. 2012. "Processo de estampagem incremental em ligas de titânio aplicação em próteses crâniomaxilofaciais". Dissertação Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Araújo, Rogério, Pedro Teixeira, Luciana Montanari, Ana Reis, Maria B Silva e Paulo AF Martins. 2013. "Single point incremental forming of a facial implant." *Prosthetics and orthotics international*:0309364613502071. Acedido a 10 de Junho de 2014. <http://poi.sagepub.com/content/early/2013/09/16/0309364613502071.abstract>.
- Arcam, AB. 2013. *Metal Powders - Titanium Ti6Al4V ELI, Titanium Grade 2, Cobalt-Chrome*. <http://www.arcam.com/technology/products/metal-powders/>.
- Barralis, Jean e Gérard Maeder. 2005. *Prontuário de metalurgia elaboração, estruturas-propriedades e normalização*. Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian. Serviço de Educação e Bolsas.
- Barrigana, Tiago Gradiz. 2013. *Estudo da reatividade de ligas de titânio e aluminetos de titânio fundidos com os refratários de carapaças cerâmicas Recurso eletrónico*. Editado por Rui Jorge de Lemos Neto e Teresa Margarida Guerra Pereira Duarte. Porto:: FEUP.
- Bergmann, Carlos P e Aisha Stumpf. 2013. *Biomaterials*. Springer Berlin Heidelberg. Acedido a 6 de Março de 2014. http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-642-38224-6_2.
- Bertol, Liciane Sabadin. 2008. "Contribuição ao estudo da prototipagem rápida, digitalização tridimensional e seleção de materiais no design de implantes personalizados". Dissertação, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal do Rio Grande do Sul. <http://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/13668>.
- Bethany, C. Gross. 2014. "Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences." *Anal. Chem.* no. 86 (7):3240-3253. <http://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/ac403397r?prevSearch=Stereolithography&searchHistoryKey=>.
- Borzan, Cristina Stefana, Petru Berce, Vasile Danut Leordean, Alina Luca, Alin Vasile Miron e Ladislav Morovic. 2013. "Study of a tridimensional model of a custom implant in cranio-maxillofacial surgery." *Academic Journal of Manufacturing Engineering* no. 11 (2). Acedido a 6 de Março de 2014. <http://connection.ebscohost.com/c/articles/88315016/study-tridimensional-model-custom-implant-cranio-maxillofacial-surgery>.
- Butscher, A., M. Böhner, S. Hofmann, L. Gauckler e R. Müller. 2011. "Structural and material approaches to bone tissue engineering in powder-based three-dimensional printing." *Acta Biomaterialia* no. 7 (3):907-920. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1742706110004496>. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2010.09.039>.

- Callister, W.D. e D.G. Rethwisch. 2007. *Materials Science and Engineering: An Introduction*, 7th Edition. Wiley Global Education.
- Câmara, Brunno. 2012. "Imagenologia parte II - Tomografia Computadorizada". Acedido a 16.04.2014. <http://www.biomedicinapadiao.com/2012/11/imagenologia-parte-ii-tomografia.html#A+>.
- CONMET. 2013. "History". http://www.conmet.ru/e_main.html#HISTORY.
- Csaky, Viktor. 2014. "Desenvolvimento do processo de produção de próteses crânio-maxilofaciais". Dissertação, Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Derrick, Sean. 2013. "Use of Polymer Rapid Tools as Functional Injection Mold Tooling". Tese Western Michigan University. Acedido a 30 de Maio de 2014. http://scholarworks.wmich.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1441&context=masters_theses.
- Eincobio, Biossuluções desde 1985. 2013. "Aplicações Clínicas/ Crânio-Maxilo-Facial". Acedido a 4 de Março de 2014. http://www.eincobio.com.br/2011/port/aplicacao/cranio_maxilo_facial.php.
- FDA, U.S Food and Drug Administration. 2013. "Medical Devices, Implants and Prosthetics". Acedido a 15 de Março de 2014. <http://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/ImplantsandProsthetics/default.htm>.
- Félix, Rui Manuel Carvalho. 2008. "Desenvolvimento do fabrico de próteses por fundição de precisão à medida do paciente". Dissertação Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Acedido a 6 de Março de 2014. http://eos.fe.up.pt:1801/webclient/DeliveryManager?custom_att_2=simple_viewer&metadata_request=false&pid=43045
- Ferneto. 2014. "As vantagens do aço inoxidável ". Acedido a 13 de maio de 2014 <http://www.ferneto.com/novidades/dicas-e-ideias/as-vantagens-do-aco-inoxidavel>.
- Fisioinforma, Magazine online sobre Saúde e Fisioterapia. 2013. "Prótese da anca". Acedido a 14 de Maio de 2014. <http://fisioterapiajoaomaia.blogspot.pt/2013/02/protese-da-anca.html>.
- Flanders, Adam E. e John A. Carrino. 2003. "Understanding DICOM and IHE." *Seminars in roentgenology* no. 38 (3):270-281. <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0037198X03000440?showall=true>.
- Gibson, Ian, David W Rosen e Brent Stucker. 2010. *Additive manufacturing technologies*. Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing. Heidelberg: Springer.
- Giordani, Enrico José, Itamar Ferreira e Oscar Balancin. 2007. "Propriedades mecânicas e de corrosão de dois aços inoxidáveis austeníticos utilizados na fabricação de implantes ortopédicos." *Rem: Revista Escola de Minas* no. 60:55-62. http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0370-44672007000100009&nrm=iso.
- Gonçalves, Carlos Manuel Ribeiro. 2011. "Desenvolvimento da metodologia de projecto e fabrico de próteses à medida do paciente". Dissertação Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Acedido a 23 de Março de 2014. http://digitool.fe.up.pt:1801/webclient/DeliveryManager?custom_att_2=simple_viewer&metadata_request=false&pid=235498.
- Goodfellow, Leaders in Metals & Materials for research & industry. 2014. "About us". Acedido a 23 de Junho de 2014. <http://www.goodfellow.com/about-us/>.
- Gosain, Arun K. 2003. "Biomaterials in facial reconstruction." *Operative Techniques in Plastic and Reconstructive Surgery* no. 9 (1):23-30. Acedido a 7 de Março de 2014.

- <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1071094903900059>. doi:
[http://dx.doi.org/10.1016/S1071-0949\(03\)90005-9](http://dx.doi.org/10.1016/S1071-0949(03)90005-9).
- Graça, David Filipe Lopes da. 2013. "Fabrico e pós-processamento de peças obtidas por TDP". Dissertação, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro. Acedido a 7 de Junho de 2014. <http://hdl.handle.net/10773/10012>.
- Gutierrez, Manuel, Maria Ascensão Ferreira da Silva Lopes, Nandyala Sooraj Hussain, A. Trigo Cabral, Luís Almeida e José Domingos da Silva Santos. 2006. "Substitutos ósseos conceitos gerais e estado actual." *ArquiMed* no. 16 (4):153-162. Acedido a 18 de Fevereiro de 2014. http://eos.fe.up.pt:1801/webclient/DeliveryManager?custom_att_2=simple_viewer&metadata_request=false&pid=15260.
- Henrique Averaldo, Alves. 2008. "Desenvolvimento de um Sistema de Blindagem com Lubrificação em Próteses de Quadril Modular ". Dissertação Instituto de Pesquisa & Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba. Acedido a 13 de Maio de 2014. <http://biblioteca.univap.br/dados/000002/0000026A.pdf>.
- Homem, Ricardo António Coimbras 2014. "Estudo do processo de maquinagem de ligas de titânio". Dissertação, Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- ILUKA. 2010. "MINERAL SANDS BRIEFING PAPER, TITANIUM METAL". Acedido a 12 de Junho de 2014. <http://www.iluka.com/docs/mineral-sands-briefing-papers/titanium-metal-briefing-paper-october-2010>.
- IMPT, - Institute of Maxillo facial Prosthetists & Technologists. 2013. "Patients information". Acedido a 3 de Março de 2014 <http://www.impt.co.uk/>.
- Janecka, I. P. 2000. "New reconstructive technologies in skull base surgery: Role of titanium mesh and porous polyethylene." *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery* no. 126 (3):396-401. <http://dx.doi.org/10.1001/archotol.126.3.396>. doi: 10.1001/archotol.126.3.396.
- Jardini, AL, MA Larosa, LF Bernades, CAC Zavaglia e R Maciel Filho. 2011. "Application of direct metal laser sintering in titanium alloy for cranioplasty." *6th Brazilian Conference on Manufacturing Engineering*, pp1-3. Acedido a 3 de Junho de 2014. <http://alvarestech.com/temp/cobef2011/grima.ufsc.br/cobef2011/media/trabalhos/COF11-0349.pdf>.
- Jovani, Castelan. 2010. "Estampagem incremental do titânio comercialmente puro aplicação em implante craniano". Tese, Escola de Engenharia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais. , Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Acedido a 4 de Abril de 2014. <http://hdl.handle.net/10183/28829>.
- Leal, Nuno Emanuel Ferreira. 2011. "Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles". Dissertação, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Acedido a 20 de maio de 2014. http://digitool.fe.up.pt:1801/webclient/DeliveryManager?custom_att_2=simple_viewer&metadata_request=false&pid=235470.
- Lehman, Hadas e Nardy Casap. 2014. "Rapid-Prototype Titanium Bone Forms for Vertical Alveolar Augmentation Using Bone Morphogenetic Protein-2: Design and Treatment Planning Objectives." *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* no. 29 (2):e259. <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edb&AN=95069214&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s5575886&groupid=EBSCO&profile=eds>.
- Lima, João Guilherme de Sena. 2012. "Reabilitação protética de pacientes com defeitos maxilofaciais."4. Acedido a 28 de Fevereiro de 2014. http://scholar.google.pt/scholar?cluster=13490468066573055386&hl=pt-PT&as_sdt=0,5.

- Lima, Nelson e Manuel Mota. 2003. *Biotecnologia fundamentos e aplicações*. Lisboa [etc.]: Lidel - Edições Técnicas, Ld.^a.
- Lino, F Jorge e Rui J Neto. 2000. "A prototipagem rápida na indústria nacional." *2º Encontro Nacional do Colégio de Engenharia Mecânica da Ordem dos Engenheiros*, Coimbra:4.15-4.22. Acedido a 4 de Junho de 2014. <http://paginas.fe.up.pt/~falves/Prototipagem.pdf>.
- Lopes, Tiago Filipe Ramos da Silva. 2013. "Estampagem incremental compensação do retorno elástico e análise à rotura". Dissertação, Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, FEUP. Acedido a 7 de Junho de 2014. http://digitool.fe.up.pt:1801/webclient/DeliveryManager?custom_att_2=simple_view_er&metadata_request=false&pid=248219.
- Manfred, Hofmann. 2014. "3D Printing Gets a Boost and Opportunities with Polymer Materials." *ACS Macro Lett.* no. 3 (4):382-386. <http://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/mz4006556?prevSearch=Additive%2BManufacturing&searchHistoryKey=>.
- MarketsAndMarkets. 2013a. *Biomaterials by Products & Applications Market - Global Forecasts to 2017*. Em *It's all about markets*. http://www.researchandmarkets.com/reports/2508117/biomaterials_market_%5Bby_products_polymers.
- . 2013b. *Biomaterials Market [By Products (Polymers, Metals, Ceramics, Natural Biomaterials) & Applications (Cardiovascular, Orthopedic, Dental, Plastic Surgery, Wound Healing, Tissue Engineering, Ophthalmology, Neurology Disorders)] – Global Forecasts to 2017* Acedido a 29 de Maio de 2014. <http://www.marketsandmarkets.com/Market-Reports/biomaterials-393.html>.
- . 2013c. *Biomaterials Market, By Products and Applications s – Global Forecasts to 2017*. (Ankit Gupta, brochura enviado ao autor por email, 24 de Fevereiro de 2014)
- Marques, Tiago Miguel Ribeiro 2013. "Definição de um Modelo de Planeamento Pré Operatório em Ortopedia usando Imagem Digital". Dissertação Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Acedido a 29 de Fevereiro de 2014. http://sigarra.up.pt/feup/pt/publs_pesquisa.show_publ_file?pct_gdoc_id=309788.
- MEDITECH, Changzhou Meditech CO., LTD. 2013. "About Us". Acedido a 13 de Abril de 2014. http://www.orthopedic-china.com/about_us.html.
- Moore, Keith L. e Arthur F. Dalley. 2007. *Anatomia-Orientada para a Clínica* Traduzido por Clinically Oriented Anatomy. 5ª Edição ed. Rio de janeiro. Edição original, Lippincott, Williams & Wilkins
- Negócios. 2013. "Suzhou Youbetter Medical Apparatus Co., Ltd. ". Acedido a 21 de Abril de 2014. http://portuguese.alibaba.com/supplier_youbetter_200180297.
- Neumann, Andreas e Kevin Kevenhoerster. 2009. "Biomaterials for craniofacial reconstruction." *GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery* no. 8. Acedido a 7 de Março de 2014. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3199817/>.
- Oliveira, Edson, José Pedro Lavrador, Maria Manuel Santos e João Lobo Antunes. 2012. *Traumatismo Crânio-Encefálico: Abordagem Integrada*. Acedido a 6 de Março de 2014. <http://actamedicaportuguesa.com/revista/index.php/amp/article/view/43/45>.
- OMS, Organização Mundial de Saúde. 2008. *Relatório Mundial de Saúde: Cuidados de Saúde Primários - Agora mais que nunca*. Switzerland. Acedido a 26 de Fevereiro 2014. http://www.who.int/eportuguese/publications/whr08_pr.pdf?ua=1.
- Parthasarathy, J. 2014. "3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery." *Annals of Maxillofacial Surgery* no. 4 (1):9. Acedido a 6 de Junho de 2014. doi: 10.4103/2231-0746.133065.

- Parthasarathy, Jayanthi. 2009. "Design, analysis and fabrication of porous titanium implants using electron beam melting for craniofacial applications". Dissertação, Industrial Engineering, University of Oklahoma. Acedido a 16 de Abril de 2014.
- Parthasarathy, Jayanthi, Binil Starly, Shivakumar Raman e Andy Christensen. 2010. "Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM)." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* no. 3 (3):249-259. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616109001210>. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2009.10.006>.
- Piã, Paulo Sérgio Pereira. 2010. "Modelação e simulação numérica de processos de conformação plástica de metais". Dissertação, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro. Acedido a 18 de Junho de 2014. <http://hdl.handle.net/10773/2540>.
- Pisco, João Martins. 2003. *Imagiologia básica : texto e atlas*. Lisboa (portugal): Lidel.
- Poukens, Jules, Paul Laeven, Maikel Beerens, David Koper, Bernd Lethaus, Peter Kessler, Jos Vander Sloten e Ivo Lambrechts. 2010. *Custom surgical implants using additive manufacturing*. Digital Dental News, 4(1). <http://hdl.handle.net/1942/11725>.
- Queijo, Luís, João Rocha, Paulo M Pereira, Luísa Barreira, Manuel San Juan e Tiago M Barbosa. 2009. "A prototipagem rápida na modelação de patologias."
- Ratner, B.D., A.S. Hoffman, F.J. Schoen e J.E. Lemons. 2012. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. Elsevier Science. Acedido a 6 de Março de 2014. <http://books.google.pt/books?id=8hBq-dLLaxwC>.
- Rocha, Bruno Adão da Silva. 2010. "Desenvolvimento do processo de produção de próteses em ligas de titânio". Dissertação Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Acedido a 24 de Maio de 2014. http://digitool.fe.up.pt:1801/webclient/DeliveryManager?custom_att_2=simple_view_er&metadata_request=false&pid=232155.
- Rodrigues, João Carlos de Matos. 2010. "Estudo da influência do ficheiro STL na obtenção de modelos tridimensionais". Dissertação, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro. Acedido a 2 de Maio de 2014. <http://hdl.handle.net/10773/3918>.
- Rodrigues, Jorge e Paulo Martins. 2010. *Tecnologia Mecânica - Tecnologia da Deformação Plástica* IV vols. Vol. I - Fundamentos Teóricos. Lisboa: Escolar Editora
- Rodrigues, Pedro Filipe da Silva. 2013. "Aplicação da estampagem incremental no fabrico de moldes Recurso eletrónico", Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
- Acedido a 9 de junho de 2014. <http://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/69002/2/955223.pdf>.
- ROSKILL. 2013. *Titanium Metal: Market Outlook to 2018*. Inglaterra. Acedido a 12 de Junho de 2014. <http://www.roskill.com/reports/minor-and-light-metals/titanium-metal/leaflet>.
- Saldarriaga, Juan FI, Santiago C Vélez, MDAC Posada, IEBB Henao e MECA Torres Valencia. 2011. "Design and manufacturing of a custom skull implant." *American Journal of Engineering and Applied Sciences* no. 4 (1):169. Acedido a 6 de Março de 2014. <http://thescipub.com/pdf/10.3844/ajeassp.2011.169.174>.
- Santos, Abel Dias dos, J. Ferreira Duarte e A. Barata da Rocha. 2005. *Tecnologia da embutidura*. Tecnologia mecânica 3 0010. [S.l.]: APTCP.
- Santos, Edvaldo Severo dos e Marcelo Souto Nacif. 2009. *Manual de Técnicas em Tomografia Computadorizada*. 1ª ed.
- Sena, JIV, RJ Alves de Sousa e RAF Valente. 2011. "On the use of EAS solid-shell formulations in the numerical simulation of incremental forming processes." *Engineering Computations* no. 28 (3):287-313. Acedido a 9 de Junho de 2014. <http://www.emeraldinsight.com/journals.htm?articleid=1912295&show=abstract>.

- Silva, Alessandro. 2013. "Laboratório testa próteses 'biofabricadas' em humanos". Acedido a 4 de Junho de 2014. <http://www.unicamp.br/unicamp/ju/572/laboratorio-testa-protese-biofabricadas-em-humanos>.
- Silva, Eduardo José Galvão Pereira da. 2007. "Profissionais de saúde, cateteres com reservatório e seus biomateriais". Dissertação Mestrado em Engenharia Biomédica, Universidade de Aveiro. Acedido a 1 de Março 2014. <http://hdl.handle.net/10773/3269>.
- Silva, Marcelo Henrique Prado da. 2011. *Apostila de Biomateriais* Acedido a 27 de Novembro de 2013. <http://pt.scribd.com/doc/59405932/Apostila-Biomateriais>.
- Smith, W.F. e J. Hashemi. 2013. *Fundamentos de Engenharia e Ciência dos Materiais*. McGraw Hill Brasil.
- Sushant, Negi. 2014. "Basics and applications of rapid prototyping medical models." *Rapid Prototyping Journal* no. 20 (3):256-267. Acedido a 31 de Maio de 2014. http://www.emeraldinsight.com/journals.htm?issn=1355-2546&volume=20&issue=3&articleid=17111238&show=html&PHPSESSID=bc438gebfg_hhpeeakf74v7tpo4.
- TICO, TITANIUM INC 2014. "Industrial Titanium Products, Titanium is our middle name". Acedido a 23 de Junho de 2014. <http://www.ticotitanium.com/>.
- TIMET. 2014. "About TIMET ". Acedido a 13 de Maio de 2014. <http://www.timet.com/about-timet>.
- TITANIUM, International Group. 2014. "About us". Acedido a 23 de Junho de 2014. <http://www.titanium.it/>.
- Vander Voort, G.F., ASM International e ASM International. Handbook Committee. 2004. *Metallography and microstructures*. ASM International.
- Vulcanium. 2014. *The Best In Titanium, A Division of United Performance Metals*. <http://vulcanium.com/>.

ANEXO A



Titanium, commercial purity, Grade 2

Identification

Designation

Grade 2

UNS number

R50400

General Properties

Density	4.51e3	-	4.52e3	kg/m ³
Price	* 9.54	-	10.5	EUR/kg

Composition overview

Composition (summary)

Ti/<0.6 other elements

Base

Ti (Titanium)

Composition detail (metals, ceramics and glasses)

Ti (titanium)	99.4		%
Other	0	- 0.4	%

Bio-data

RoHS (EU) compliant grades?



Food contact

Yes

Medical grades? (USP Class VI, ISO 10993)



Notes

ASTM
F-67
ISO
5832-
2

Medical tradenames

Allvac 30, Allvac 40, Allvac 50, Allvac 70, Timetal 35A, Timetal 50A, Timetal 65A, Timetal 75A

Medical applications

Cardiovascular devices: heart valves, pacemakers and defibrillators

Orthopaedic devices: hip replacements, knee replacements, ear replacements, toe replacements, spinal implants and bone fixation rods, screws, pins, plates and accessories

Mechanical properties

Young's modulus	100	-	105	GPa
Flexural modulus	* 100	-	105	GPa
Shear modulus	36	-	39	GPa
Bulk modulus	111	-	135	GPa
Poisson's ratio	0.35	-	0.37	

Shape factor	29		
Yield strength (elastic limit)	276	- 360	MPa
Tensile strength	345	- 490	MPa
Compressive strength	* 170	- 210	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	170	- 210	MPa
Elongation	20	- 26	% strain
Hardness - Vickers	155	- 165	HV
Hardness - Brinell	190	- 210	MPa
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 245	- 296	MPa
Fatigue strength model (stress range)	* 126	- 205	MPa
Parameters: Stress Ratio = 0, Number of Cycles = 1e7			MPa.m ^{0.5}
Fracture toughness	55	- 60	
Ductility index	0.218	- 0.267	
Mechanical loss coefficient (tan delta)	* 0.002	- 0.003	

Thermal properties

Melting point	1.67e3		°C
---------------	--------	--	----

Values marked * are estimates.
No warranty is given for the accuracy of
this data

Maximum service temperature	* 300	- 330	°C
Minimum service temperature	-273		°C
Thermal conductivity	16.3	- 18	W/m.°C
Specific heat capacity	539	- 541	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	8.5	- 9.3	µstrain/°C
Latent heat of fusion	360	- 370	kJ/kg

Electrical properties

Electrical resistivity	55	- 57.5	µohm.cm
Galvanic potential	* -0.1	- -0.02	V

Optical properties

Transparency	Opaque		
--------------	--------	--	--

Durability: flammability

Flammability	Non-flammable		
--------------	---------------	--	--

Durability: fluids and sunlight

Water (fresh)	Excellent		
Water (salt)	Excellent		
Weak acids	Excellent		
Strong acids	Acceptable		
Weak alkalis	Excellent		
Strong alkalis	Acceptable		
Organic solvents	Excellent		
UV radiation (sunlight)	Excellent		
Oxidation at 500C	Acceptable		

Primary material production: energy, CO2 and water

Embodied energy, primary production	* 550	- 608	MJ/kg
CO2 footprint, primary production	* 37.2	- 41.1	kg/kg

Water usage	* 104	- 115	l/kg
-------------	-------	-------	------

Material processing: energy

Casting energy	* 12.7	- 14	MJ/kg
Rough rolling, forging energy	* 2.94	- 3.25	MJ/kg
Extrusion, foil rolling energy	* 5.59	- 6.18	MJ/kg
Wire drawing energy	* 20.2	- 22.3	MJ/kg
Metal powder forming energy	* 45.6	- 50.4	MJ/kg
Vaporization energy	* 1.46e4	- 1.61e4	MJ/kg
Coarse machining energy (per unit wt removed)	* 0.873	- 0.965	MJ/kg
Fine machining energy (per unit wt removed)	* 4.45	- 4.92	MJ/kg
Grinding energy (per unit wt removed)	* 8.43	- 9.32	MJ/kg
Non-conventional machining energy (per unit wt removed)	* 146	- 161	MJ/kg

Material processing: CO2 footprint

Casting CO2	* 0.953	- 1.05	kg/kg
Rough rolling, forging CO2	* 0.22	- 0.244	kg/kg
Extrusion, foil rolling CO2	* 0.419	- 0.464	kg/kg
Wire drawing CO2	* 1.51	- 1.67	kg/kg
Metal powder forming CO2	* 3.65	- 4.03	kg/kg
Vaporization CO2	* 1.09e3	- 1.21e3	kg/kg
Coarse machining CO2 (per unit wt removed)	* 0.0655	- 0.0724	kg/kg
Fine machining CO2 (per unit wt removed)	* 0.334	- 0.369	kg/kg
Grinding CO2 (per unit wt removed)	* 0.633	- 0.699	kg/kg
Non-conventional machining CO2 (per unit wt removed)	* 10.9	- 12.1	kg/kg

Values marked * are estimates. No warranty is given for the accuracy of this data

Material recycling: energy, CO2 and recycle fraction

Recycle	✓		
Embodied energy, recycling	* 72.7	- 80.3	MJ/kg
CO2 footprint, recycling	* 5.71	- 6.31	kg/kg
Recycle fraction in current supply	21.8	- 24.1	%
Downcycle	✓		
Combust for energy recovery	✗		
Landfill	✓		
Biodegrade	✗		
A renewable resource?	✗		

Notes

Typical uses

Other notes

Unalloyed 'workhorse' for industry, offers excellent balance of moderate strength, ductility and formability with excellent weldability. Highly corrosion-resistant in highly oxidizing and mildly reducing environments, including chlorides.

Reference sources

Data compiled from multiple sources. See links to the References table.

Standards with similar compositions

The following information is taken from ASM AlloyFinder 3 - see link to References table for further information.

ISO 5832-2(99) Grade 2 (International)

ANEXO B



Titanium, alpha-beta alloy, Ti-6Al-4V, cast

Identification

Designation

Ti-alloy: Ti-6Al-4Ti-6Al-4V (Grade 5), Cast, HIP'd and Annealed

UNS number

R56406

EN name

Ti6Al4Ti6Al4V

EN number

3.7165

General Properties

Density	4.43e3		kg/m ³
Price	* 19.9	- 21.9	EUR/kg

Composition overview

Composition (summary)

Ti/5.5-6.8Al/3.5-4.5V/<0.3Fe/<0.2O/<0.1C/<0.05N/<0.015H

Base

Ti (Titanium)

Composition detail (metals, ceramics and glasses)

Al (aluminum)	5.5	- 6.75	%
C (carbon)	0	- 0.1	%
Fe (iron)	0	- 0.3	%
H (hydrogen)	0	- 0.015	%
N (nitrogen)	0	- 0.05	%
O (oxygen)	0	- 0.2	%
Ti (titanium)	88.1	- 91	%
V (vanadium)	3.5	- 4.5	%

Bio-data

RoHS (EU) compliant grades?



Food contact

Yes

Medical grades? (USP Class VI, ISO 10993)



Notes

ASTM F-1108

Medical tradenames

Allegheny Ludlum Grade 5, Allvac6-4, Carpenter Ti 6Al-4V, RMI 6Al-4V, Timetal 6-4

Medical applications

Cardiovascular devices: heart valves, pacemakers and defibrillators

Orthopaedic devices: hip replacements, knee replacements, shoulder replacements, spinal implants and bone fixation rods, screws, pins, plates and accessories

Mechanical properties

Young's modulus	113	-	115	GPa
Flexural modulus	* 113	-	115	GPa
Shear modulus	* 42	-	42.9	GPa
Bulk modulus	* 111	-	126	GPa
Poisson's ratio	0.332	-	0.349	
Shape factor	13.5			
Yield strength (elastic limit)	786	-	898	MPa
Tensile strength	869	-	996	MPa
Compressive strength	* 786	-	898	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	* 786	-	898	MPa
Elongation	8	-	10.1	% strain
Hardness - Vickers	* 332	-	366	HV

Values marked * are estimates.
No warranty is given for the accuracy
of this data

Hardness - Rockwell B	* 108	-	110	
Hardness - Rockwell C	34.2	-	37.8	
Hardness - Brinell	* 317	-	351	MPa
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 634	-	688	MPa
Fatigue strength model (stress range) Parameters : Stress Ratio = 0, Number of Cycles = 1e7	* 350	-	425	MPa
Fracture toughness	104	-	114	MPa.m ^{0.5}
Ductility index	0.298	-	0.365	

Thermal properties

Melting point	* 1.61e3	-	1.66e3	°C
Maximum service temperature	* 350	-	420	°C
Minimum service temperature	-273			°C
Thermal conductivity	8.73	-	8.91	W/m.°C
Specific heat capacity	559	-	571	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	* 8.7	-	9.1	µstrain/°C
Latent heat of fusion	* 490	-	593	kJ/kg

Electrical properties

Electrical resistivity	* 168	-	170	µohm.cm
Galvanic potential	-0.12	-	-0.04	V

Optical properties

Transparency	Opaque
--------------	--------

Durability: flammability

Flammability	Non-flammable
--------------	---------------

Durability: fluids and sunlight

Water (fresh)	Excellent
Water (salt)	Excellent
Weak acids	Excellent
Strong acids	Acceptable
Weak alkalis	Excellent
Strong alkalis	Acceptable
Organic solvents	Excellent
UV radiation (sunlight)	Excellent
Oxidation at 500C	Excellent

Primary material production: energy, CO2 and water

Embodied energy, primary production	* 649	-	717	MJ/kg
CO2 footprint, primary production	* 43.9	-	48.5	kg/kg
Water usage	* 188	-	208	l/kg

Material processing: energy

Casting energy	* 13.9	-	15.4	MJ/kg
Vaporization energy	* 2.15e4	-	2.38e4	MJ/kg
Coarse machining energy (per unit wt removed)	* 2.28	-	2.52	MJ/kg
Fine machining energy (per unit wt removed)	* 18.5	-	20.4	MJ/kg
Grinding energy (per unit wt removed)	* 36.5	-	40.4	MJ/kg
Non-conventional machining energy (per unit wt removed)	* 215	-	238	MJ/kg

Material processing: CO2 footprint

Casting CO2	* 1.05	-	1.16	kg/kg
Vaporization CO2	* 1.61e3	-	1.78e3	kg/kg
Coarse machining CO2 (per unit wt removed)	* 0.171	-	0.189	kg/kg
Fine machining CO2 (per unit wt removed)	* 1.39	-	1.53	kg/kg

Values marked * are estimates. No
warranty is given for the accuracy of
this data

Grinding CO2 (per unit wt removed)	* 2.74	-	3.03	kg/kg
Non-conventional machining CO2 (per unit wt removed)	* 16.1	-	17.8	kg/kg

Material recycling: energy, CO2 and recycle fraction

Recycle	✓			
Embodied energy, recycling	* 82.4	-	91	MJ/kg
CO2 footprint, recycling	* 6.47	-	7.16	kg/kg
Recycle fraction in current supply	20.9	-	23.1	%
Downcycle	✓			
Combust for energy recovery	✗			
Landfill	✓			
Biodegrade	✗			
A renewable resource?	✗			

Notes

Standards with similar compositions

ASTM F-1108

ANEXO C



Cobalt-base-superalloy, CCM, wrought, annealed (high-carbon)

Identification

Designation

Carpenter Technology Corp., Proprietary Alloy: "BIODUR CCM PLUS"

Condition

Annealed

UNS number

R31538

US name

ASTM Grade R31538

Tradenames

BIODUR CCM PLUS, Carpenter Technology Corp. (USA)

General Properties

Density	8.19e3	-	8.36e3	kg/m ³
Price	* 23.5	-	25.8	EUR/kg

Composition overview

Composition (summary)

Co/26-30Cr/5-7Mo/<1.0Mn/<1.0Ni/<1.0Si/<0.75Fe/0.15-0.35C/<0.25N

Base	Co (Cobalt)
------	-------------

Composition detail (metals, ceramics and glasses)

C (carbon)	0.15	-	0.35	%
Co (cobalt)	59	-	69	%
Cr (chromium)	26	-	30	%
Fe (iron)	0	-	0.75	%
Mn (manganese)	0	-	1	%
Mo (molybdenum)	5	-	7	%
N (nitrogen)	0	-	0.25	%
Ni (nickel)	0	-	1	%
Si (silicon)	0	-	1	%

Bio-data

RoHS (EU) compliant grades?



Food contact

Yes

Medical grades? (USP Class VI, ISO 10993)



Notes

ASTM F-1537
ASTM F-799
ISO 5832-12

Medical tradenames

Carpenter BioDur CCM, Carpenter BioDur CCM Plus, Stellite 22

Medical applications

Orthopaedic devices: hip replacements, knee replacements, shoulder replacements, ankle replacements, elbow replacements, toe replacements, finger replacements and spinal implants

Mechanical properties

Young's modulus	235	-	247	GPa
Flexural modulus	* 235 - 247			GPa
Shear modulus	89.7	-	94.3	GPa
Bulk modulus	* 189 - 232			GPa
Poisson's ratio	0.293	-	0.308	
Shape factor	21.9			
Yield strength (elastic limit)	760	-	839	MPa
Tensile strength	1.29e3	-	1.42e3	MPa

Values marked * are estimates.
No warranty is given for the accuracy of this data

Compressive strength	* 760	-	839	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	* 683	-	916	MPa
Elongation	25	-	29	% strain
Hardness - Vickers	363	-	402	HV
Hardness - Rockwell C	37.1	-	41	
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 342	-	378	MPa
Fatigue strength model (stress range) Parameters: Stress Ratio = 0, Number of Cycles = 1e7	* 259	-	311	MPa
Fracture toughness	* 120	-	150	MPa.m ^{0.5}
Ductility index	0.207	-	0.254	
Mechanical loss coefficient (tan delta)	* 2e-4	-	4e-4	

Thermal properties

Melting point	1.24e3	-	1.47e3	°C
Maximum service temperature	* 325	-	364	°C
Minimum service temperature	-273			°C
Thermal conductivity	12.3	-	13.3	W/m.°C
Specific heat capacity	443	-	461	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	12.5	-	13.1	µstrain/°C
Latent heat of fusion	* 333	-	403	kJ/kg

Electrical properties

Electrical resistivity	* 85	-	95	µohm.cm
Galvanic potential	* -0.22	-	-0.14	V

Magnetic properties (ambient temperature)

Ferromagnetic?	
----------------	---

Optical properties

Transparency	Opaque
--------------	--------

Durability: flammability

Flammability	Non-flammable
--------------	---------------

Durability: fluids and sunlight

Water (fresh)	Excellent
Water (salt)	Excellent

Weak acids	Excellent			
Strong acids	Acceptable			
Weak alkalis	Excellent			
Strong alkalis	Excellent			
Organic solvents	Excellent			
UV radiation (sunlight)	Excellent			
Oxidation at 500C	Excellent			
Primary material production: energy, CO2 and water				
Embodied energy, primary production	* 181	-	200	MJ/kg
CO2 footprint, primary production	* 11.3	-	12.5	kg/kg
Water usage	* 505	-	559	l/kg

Material processing: energy

Rough rolling, forging energy	* 6.4	-	7.07	MJ/kg
Extrusion, foil rolling energy	* 12.5	-	13.8	MJ/kg
Wire drawing energy	* 46.1	-	51	MJ/kg
Metal powder forming energy	* 33.9	-	37.5	MJ/kg
Vaporization energy	* 1.46e4	-	1.62e4	MJ/kg
Coarse machining energy (per unit wt removed)	* 1.39	-	1.54	MJ/kg

Values marked * are estimates.

No warranty is given for the accuracy of this data

Fine machining energy (per unit wt removed)	* 9.64	-	10.7	MJ/kg
Grinding energy (per unit wt removed)	* 18.8	-	20.8	MJ/kg
Non-conventional machining energy (per unit wt removed)	* 146	-	162	MJ/kg

Material processing: CO2 footprint

Rough rolling, forging CO2	* 0.48	-	0.53	kg/kg
Extrusion, foil rolling CO2	* 0.938	-	1.04	kg/kg
Wire drawing CO2	* 3.46	-	3.82	kg/kg
Metal powder forming CO2	* 2.71	-	3	kg/kg
Vaporization CO2	* 1.1e3	-	1.21e3	kg/kg
Coarse machining CO2 (per unit wt removed)	* 0.104	-	0.115	kg/kg
Fine machining CO2 (per unit wt removed)	* 0.723	-	0.799	kg/kg
Grinding CO2 (per unit wt removed)	* 1.41	-	1.56	kg/kg
Non-conventional machining CO2 (per unit wt removed)	* 11	-	12.1	kg/kg

Material recycling: energy, CO2 and recycle fraction

Recycle	✓			
Embodied energy, recycling	* 31.3	-	34.5	MJ/kg
CO2 footprint, recycling	* 2.46	-	2.72	kg/kg
Recycle fraction in current supply	0.1			%
Downcycle	✓			
Combust for energy recovery	✗			
Landfill	✓			
Biodegrade	✗			
A renewable resource?	✗			

Notes

Typical uses

Surgical Implants

ANEXO D



Stainless steel, austenitic, AISI 304LN, wrought

Identification

Designation

AISI 304LN

Condition

Solution annealed

UNS number

S30453

US name

ASTM WP304LN, ASTM TP304LN, ASTM TP304L, ASTM S30454, ASTM S30453, ASTM S30403, ASTM F304NL, ASTM F304LN, ASTM CR304LN, ASTM 304LN, ASTM 18Cr818Cr8Ni modified with N, ASME 304LN, ~ASTM F304L, ~ASTM 18Cr818Cr8Ni low carbon

EN name

X2CrNi18-10

EN number

1.4311

ISO name

X2CrNi18-9

GB (Chinese) name

00Cr18Ni10N

General

Density

7.9e3 - 7.91e3 kg/m³

Price

* 3.24 - 3.57 EUR/kg

Composition overview

Composition (summary)

Fe/17-19.5Cr/8.5-11.5Ni/<2.0Mn/<1.0Si/0.12-0.22N/<0.045P/<0.03C/<0.015S

Base

Fe (Iron)

Composition detail (metals, ceramics and glasses)

C (carbon)	0	-	0.03	%
Cr (chromium)	17	-	19.5	%
Fe (iron)	65.7	-	74.4	%
Mn (manganese)	0	-	2	%
N (nitrogen)	0.12	-	0.22	%
Ni (nickel)	8.5	-	11.5	%
P (phosphorus)	0	-	0.045	%
S (sulfur)	0	-	0.015	%
Si (silicon)	0	-	1	%

Bio-data

RoHS (EU) compliant grades?



Properties

Food contact Yes

Mechanical properties

Young's modulus	195	205	GPa
Flexural modulus	* 195	205	GPa
Shear modulus	* 75	- 85	GPa
Poisson's ratio	0.265	- 0.275	
Shape factor	61		
Yield strength (elastic limit)	270	- 290	MPa
Tensile strength	550	- 750	MPa

Values marked * are estimates.
No warranty is given for the accuracy of this data

Compressive strength	* 270	- 290	MPa
Flexural strength (modulus of rupture)	* 270	- 290	MPa
Elongation	40	- 55	% strain
Hardness - Vickers	* 195	- 217	HV
Hardness - Rockwell B	87	- 97	
Hardness - Rockwell C	* 11	- 14	
Hardness - Brinell	190	- 212	MPa
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 277	- 307	MPa
Fatigue strength model (stress range) Parameters : Stress Ratio = 0, Number of Cycles = 1e7	* 158	- 251	MPa
Fracture toughness	* 54	- 70	MPa.m ^{0.5}
Ductility index	0.0827	- 0.101	

Thermal properties

Melting point	1.4e3	- 1.45e3	°C
Maximum service temperature	750	- 925	°C
Minimum service temperature	-273		°C
Thermal conductivity	14.4	- 15.6	W/m.°C
Specific heat capacity	500		J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	16.5	- 17.5	µstrain/°C
Latent heat of fusion	* 386	- 467	kJ/kg

Processing properties

Cold forming	Fair		
Hot forming	Good		
Machinability - speed	18.3	- 21.3	m/min
Weldability - MIG	Excellent		
Weldability - plasma	Excellent		
Weldability - SAW	Excellent		
Weldability - TIG	Excellent		
Carbon equivalency	3.97	- 5.17	
Brazeability	Fair		

Electrical properties

Electrical resistivity	71.5	- 74.5	µohm.cm
Galvanic potential	* -0.16	- -0.08	V

JIS (Japanese) name SUSF304LN, SUS304LN

Magnetic properties (ambient temperature)

Ferromagnetic? ✗

Optical properties

Transparency Opaque

Durability: flammability

Flammability Non-flammable

Durability: fluids and sunlight

Water (fresh) Excellent Water (salt) Excellent Weak acids
Excellent Strong acids Excellent
Weak alkalis Excellent Strong alkalis Excellent Organic
solvents Excellent
UV radiation (sunlight) Excellent
Oxidation at 500C Excellent

Corrosion resistance (relative to other metals)

Pitting resistance equivalent number (PREN) 18.9 - 23
Pitting and crevice corrosion Medium (20-30)
Stress corrosion cracking Moderate
Intergranular (weld line) corrosion Good
Inorganic acids Moderate Organic acids Good
Alkalis Moderate
Humidity / water Excellent
Sea water Restricted
Sour oil and gas Poor

Primary material production: energy, CO2 and water

Embodied energy, primary production	* 87.2	-	96.3	MJ/kg
CO2 footprint, primary production	* 5.14	-	5.68	kg/kg
Water usage	* 137	-	151	l/kg

Material processing: energy







Rough rolling, forging energy	* 2.53	-	2.79	MJ/kg
Extrusion, foil rolling energy	* 4.77	-	5.27	MJ/kg
Wire drawing energy	* 17.1	-	18.9	MJ/kg
Metal powder forming energy	* 37.5	-	41.4	MJ/kg
Vaporization energy	* 1.69e4	-	1.87e4	MJ/kg
Coarse machining energy (per unit wt removed)	* 0.811	-	0.897	MJ/kg
Fine machining energy (per unit wt removed)	* 3.84	-	4.24	MJ/kg
Grinding energy (per unit wt removed)	* 7.2	-	7.96	MJ/kg
Non-conventional machining energy (per unit wt removed)	* 169	-	187	MJ/kg

Material processing: CO2 footprint

Rough rolling, forging CO2	* 0.19	-	0.209	kg/kg
Extrusion, foil rolling CO2	* 0.358	-	0.395	kg/kg
Wire drawing CO2	* 1.28	-	1.42	kg/kg
Metal powder forming CO2	* 3	-	3.32	kg/kg
Vaporization CO2	* 1.27e3	-	1.4e3	kg/kg
Coarse machining CO2 (per unit wt removed)	* 0.0608	-	0.0673	kg/kg
Fine machining CO2 (per unit wt removed)	* 0.288	-	0.318	kg/kg

Grinding CO2 (per unit wt removed)	* 0.54	-	0.597	kg/kg
Non-conventional machining CO2 (per unit wt removed)	* 12.7	-	14	kg/kg

Material recycling: energy, CO2 and recycle fraction

Recycle				
Embodied energy, recycling	* 17.9	-	19.8	MJ/kg
CO2 footprint, recycling	* 1.41	-	1.56	kg/kg
Recycle fraction in current supply	35.5	-	39.3	%
Downcycle				
Combust for energy recovery				
Landfill				
Biodegrade				
A renewable resource?				

Links

ProcessUniverse

Producers

Reference

Shape

ANEXO E

